



Marcel Ernstberger

Entwicklung eines Messsystems zur Qualitätssicherung von  
laserinduzierten Schockwellen für die Augenheilkunde

# Diplomarbeit

HOCHSCHULE MITTWEIDA

---

UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Fakultät Mathematik/ Naturwissenschaften/ Informatik

Mittweida, 2010



Marcel Ernstberger

Entwicklung eines Messsystems zur Qualitätssicherung von  
laserinduzierten Schockwellen für die Augenheilkunde

eingereicht als

**Diplomarbeit**

an der

HOCHSCHULE MITTWEIDA

---

UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Fakultät Mathematik/ Naturwissenschaften/ Informatik

In Zusammenarbeit mit der Firma

A.R.C. Laser GmbH, Nürnberg

Nürnberg, 2010

Erstprüfer: Prof. Dr. Ralf Hinderer

Zweitprüfer: Dr. Rudolf Walker

Vorgelegte Arbeit wurde verteidigt am:

## Danksagung

An dieser Stelle möchte ich die Gelegenheit wahrnehmen und mich bei allen recht herzlich bedanken, die mich bei der Erstellung meiner Diplomarbeit unterstützt haben. Mein besonderer Dank gilt:

- Herrn Prof. Dr. Ralf Hinderer von der Hochschule Mittweida, der mit sehr viel Engagement und guten Hinweisen beim Korrekturlesen maßgeblich zur Verfassung dieser Arbeit beigetragen hat.
- Frau Angela Thyzel, die mir die reibungslose Durchführung meiner Diplomarbeit bei der Firma A.R.C. Laser GmbH (Nürnberg) ermöglichte und sehr viel Vertrauen entgegenbrachte.
- Herrn Dr. Rudolf Walker, für die hilfsbereite betriebliche Betreuung in der Entwicklungsabteilung, die Bereitstellung des Themas und das Korrekturlesen der Diplomarbeit.
- Herrn Ralf Schindler, der jederzeit ein kompetenter Ratgeber für fachliche Fragen war, maßgeblich zur Entwicklung der Platine beigetragen hat, mich stets mit hilfreichen Ideen unterstützte und alle benötigten Materialien und Hilfsmittel schnellstmöglich beschaffte.
- Allen anderen Mitarbeitern der Firma A.R.C. Laser GmbH, für die ständige Hilfsbereitschaft und das angenehme Arbeitsklima.
- Meiner Familie, für die Begleitung und Unterstützung durch das gesamte Studium.

## **Bibliografische Beschreibung**

Ernstberger, Marcel:

Entwicklung eines Messsystems zur Qualitätssicherung von laserinduzierten Schockwellen für die Augenheilkunde – 2010. – 83 S. Mittweida, Hochschule Mittweida, Fakultät Mathematik/ Naturwissenschaften/ Informatik, Diplomarbeit, 2010

### **Referat**

Im Bereich der Augenheilkunde werden laserinduzierte Schockwellen seit einigen Jahren für die Behandlung des Grauen Stars eingesetzt. Mit Hilfe dieser laserinduzierten Schockwellen soll die Prävention des Nachstars zum Standard in der Augenheilkunde werden.

Ziel dieser Diplomarbeit war es, ein funktionstüchtiges Messsystem für die Auswertung von laserinduzierten Schockwellen für beide medizinischen Anwendungen zu entwickeln. Die Firma A.R.C. Laser GmbH (Nürnberg) produziert Medizinprodukte, mit welchen diese laserinduzierten Schockwellen erzeugt werden können. Da diese Schockwellen sich nur in gewissen Energietoleranzen ausbilden dürfen, sollte das zu entwickelnde Messsystem in die Qualitätssicherung für den Produktionsprozess eingeführt werden. Somit kann in Zukunft das menschliche Beurteilungsvermögen ergänzt werden und durch das Messsystem die Qualitätskontrolle standardisiert werden.

Unter Berücksichtigung von technischen, bedienerfreundlichen und funktionellen Anforderungen wurde ein Messsystem inklusive interner elektronischer Auswertung und eindeutiger Ergebnisanzeige entwickelt. Während der Entwicklung wurden einige grundlegende Vorversuche durchgeführt, eine elektronische Schaltung entwickelt und mit Hilfe von Computerprogrammen in eine Platine überführt. Im Anschluss wurden alle Entwicklungsergebnisse in einem eigenständigen Messsystem zusammengefügt. Abschließend wurde das entwickelte Messsystem für eine erste Testphase in den Produktionsprozess eingeführt.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Danksagung .....</b>	<b>i</b>
<b>Bibliografische Beschreibung .....</b>	<b>ii</b>
<b>Inhaltsverzeichnis.....</b>	<b>iii</b>
<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>v</b>
<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>vii</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis.....</b>	<b>viii</b>
<b>1      Einleitung.....</b>	<b>1</b>
<b>2      Grundlagen .....</b>	<b>3</b>
2.1    Das menschliche Auge.....	3
2.1.1   Anatomie.....	4
2.1.2   Linse .....	6
2.1.3   Katarakt .....	8
2.1.4   Nachstar .....	13
2.2    Laser.....	15
2.2.1   Grundlagen der Lasertechnik .....	15
2.2.2   Der gütegeschaltete Nd:YAG Laser .....	18
2.3    Der Nd:YAG Laser in der Augenheilkunde .....	19
2.3.1   Laserinduzierte Schockwellen .....	19
2.3.2   Laser Photolysis.....	21
2.3.3   Kapselsackpolitur .....	23
2.4    Schallwellen .....	24
2.4.1   Grundlagen Akustik.....	24
2.4.2   Akustik des menschlichen Ohres .....	25
2.4.3   Grundlagen des Hörens .....	26
2.4.4   Schockwellen .....	27
<b>3      Material und Methoden .....</b>	<b>29</b>
3.1    Versuchsaufbau .....	29
3.1.1   Nd:YAG Laser.....	30
3.1.2   Laserpulsenergiemesskopf .....	31
3.1.3   Handstück.....	32
3.2    Anforderungen an das Messsystem .....	34
3.3    Messzelle .....	35
3.3.1   Messprinzip.....	35
3.3.2   Detektoren und deren Funktionsweisen .....	36
3.4    Vorversuche.....	39
3.4.1   Laserpulsenergie.....	39

3.4.2	Drucksensor .....	41
3.4.3	Mikrofonkapsel .....	42
3.5	Platinenentwicklung .....	44
3.5.1	Hauptbauteile und deren Funktionsweisen .....	44
3.5.2	Funktionstest .....	48
3.5.3	Platinendesign .....	49
3.6	Messsystem .....	51
<b>4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>51</b>
4.1	Vorversuche .....	51
4.1.1	Laserpulsenergie .....	51
4.1.2	Drucksensor .....	53
4.1.3	Mikrofonkapsel .....	55
4.2	Platine .....	61
4.2.1	Schaltplan .....	62
4.2.2	Bauteile .....	63
4.2.3	Funktionsweise der Platine .....	64
4.3	Messsystem .....	74
4.3.1	Kunststoffgehäuse .....	75
4.3.2	Funktionsbauteile .....	76
4.3.3	Träger-Loch-Platine .....	77
4.3.4	Einbau der Messzelle .....	79
4.3.5	Inbetriebnahme .....	81
<b>5</b>	<b>Diskussion und Ausblick .....</b>	<b>82</b>
	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>II</b>
	<b>Anhang .....</b>	<b>VI</b>
A.1	Platinenentwicklung .....	VI
A.2	CAD-Zeichnungen .....	VII
	<b>Erklärung zur selbstständigen Anfertigung .....</b>	<b>XI</b>



## Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1:	Darstellung der Anatomie des menschlichen Auges.....	4
Abb. 2.2:	Detaillierte Darstellung des vorderen Abschnittes des menschlichen Auges.....	6
Abb. 2.3:	Darstellung der einzelnen Schichten der Linse.....	7
Abb. 2.4:	Auswirkungen auf der Netzhaut durch das Eintrüben der Augenlinse bei der Katarakterkrankung .....	8
Abb. 2.5:	Darstellung der vier Gewebeabschnitte einer Augenlinse [Kat10] .....	9
Abb. 2.6:	Auswirkungen auf die Linse durch die Katarakt.....	10
Abb. 2.7:	Die einzelnen Schritte einer Kataraktoperation.....	11
Abb. 2.8:	Behandlung des Nachstars .....	14
Abb. 2.9:	Darstellung der energetischen Vorgänge bei der Absorption (a), spontanen Emission (b) und stimulierten Emission (c). .....	15
Abb. 2.10:	Schematischer Aufbau eines Laserresonators .....	17
Abb. 2.11:	Schematische Darstellung der Erzeugung von Schockwellen durch ein laserinduziertes Plasma. ....	19
Abb. 2.12:	Darstellung des Laser Photolysis Handstückes der Firma A.R.C. Laser.....	21
Abb. 2.13:	Darstellung der Technik und des Ablaufes der Laser Photolysis .....	22
Abb. 2.14:	Schematische Darstellung der Kapselsackpolitur .....	23
Abb. 2.15:	Darstellung einer in vitro Kapselsackpolitur in einem Schweineauge. ....	23
Abb. 3.1:	Darstellung des verwendeten Versuchsaufbaus im Labor. ....	29
Abb. 3.2:	Laserpulsenergiemesskopf PE2 (C) mit dem Anzeigegerät Nova (A) und dem Netzteil (B) der Firma Ophir.....	31
Abb. 3.3:	Darstellung der beiden Applikationskanülen für die jeweilige medizinische Anwendung.....	32
Abb. 3.4:	Schematische Darstellung vom Aufbau der Applikationskanüle des Handstückes für die Laser Photolysis und Kapselsackpolitur. ....	33
Abb. 3.5:	Schematische Darstellung der Messzelle .....	35
Abb. 3.6:	Der piezoelektrische PVDF-Drucksensor. ....	38
Abb. 3.7:	Schematischer Messaufbau am Lasergerät für die Ermittlung der Einzelpulsenergie.....	40
Abb. 3.8:	Messaufbau des PVDF Drucksensors in einem mit Wasser gefüllten Gefäß.....	41
Abb. 3.9:	Schematische Darstellung der Messzelle in der Draufsicht vom Handstück aus. ....	42
Abb. 3.10:	Untersuchung des Einflusses der Einschubtiefe der gebogenen Applikationskanüle (B) in die Messzelle. ....	43
Abb. 3.11:	Abbildung eines linearen Festspannungsreglers .....	44
Abb. 3.12:	Darstellung des Dual Komparators.....	45

Abb. 3.13:	Darstellung des Dual D-FF .....	47
Abb. 3.14:	Das Testboard WBU-506 .....	48
Abb. 4.1:	Darstellung des prozentualen Anteils der Messergebnisse für EMK 1 und EMK 2. ....	52
Abb. 4.2:	Darstellung des Bildschirms des Oszilloskops.....	53
Abb. 4.3:	Mikrofon-Spannungssignale für beide Handstückvarianten. ....	59
Abb. 4.4:	Schaltplan der entwickelten Platine PL01114.....	61
Abb. 4.5:	Darstellung des Layouts der entwickelten Platine PL01114.. ....	62
Abb. 4.6:	Der relevante Anteil (links) und das vollständige Mikrofonsignal (rechts).....	65
Abb. 4.7	Der relevante Anteil des Mikrofonsignals. ....	66
Abb. 4.8:	Das Mikrofonsignal (blau) und das Ausgangssignal der unteren Schwelle (gelb). ....	67
Abb. 4.9:	Das Mikrofonsignal (blau) und das Ausgangssignal an $Q_A$ (gelb). ....	69
Abb. 4.10:	Das Ausgangssignal an $Q_A$ (blau) und das Zeitintervall <sub>2</sub> (gelb). ....	70
Abb. 4.11:	Schaltvorgang am Ausgang $Q_A$ (blau).. ....	71
Abb. 4.12:	Darstellung des Zeitintervalls <sub>3</sub> . ....	72
Abb. 4.13:	Darstellung des betriebsbereiten Messsystems ohne die obere Halbschale. ....	74
Abb. 4.14:	Das komplette betriebsbereite Messsystem mit allen Funktionsbauteilen.....	75
Abb. 4.15:	Der Verdrahtungsplan verdeutlicht die Verbindungen der Träger- Loch-Platine. ....	78
Abb. 4.16:	CAD-Zeichnungsausschnitt des Acrylglashalters .....	79
Abb. 4.17:	Darstellung der kompletten, funktionstüchtigen Messzelle .....	80
Abb. A.1.1:	Darstellung der Unterseite (LS) der entwickelten Platine PL01114.....	VI

## Tabellenverzeichnis

Tab. 3.1:	Kennwerte des eingesetzten Lasergerätes .....	30
Tab. 3.2:	Auflistung der getesteten Elektret-Kondensatormikrofonkapseln .....	37
Tab. 3.3:	Parameter des piezoelektrischen PVDF-Drucksensors .....	38
Tab. 3.4:	Logik-Tabelle des Dual D-Typ Flipflops CD4013BCN .....	46
Tab. 4.1:	Auswertung des ersten Vorversuchs .....	51
Tab. 4.2:	Positionierung der Applikationskanüle in Bezug auf die Detektorfläche des PVDF Drucksensors.....	54
Tab. 4.3:	Positionierung der Applikationskanüle in Bezug auf die Detektorfläche der jeweiligen Mikrofonkapsel (EMY-62 L3 bzw. EM-060 A). ....	56
Tab. 4.4:	Exemplarisches Beispiel der durchgeführten Messreihen. ....	57
Tab. 4.5:	Exemplarisches Beispiel der durchgeführten Messreihen. ....	58
Tab. 4.6:	Exemplarisches Gegenbeispiel der durchgeführten Messreihen. ....	58
Tab. 4.7:	Liste der verwendeten Bauteile für die entwickelte Platine, deren Schaltplanabkürzung sowie deren Kennwerte.....	63
Tab. 4.8:	Zusammenfassung der Potentialabkürzungen auf dem Schaltplan der entwickelten Platine PL01114 .....	64
Tab. 4.9:	Funktionsbauteilliste für das Messsystem .....	76
Tab. 4.10:	Kleinbauteilliste der Träger-Loch-Platine.....	77
Tab. 4.11:	Bauteilliste für den Einbau der Messzelle .....	80

## Abkürzungsverzeichnis

BNC	Bayonet Neill Concelman
CAD	rechnergestützte Konstruktion (engl. computer-aided design)
CNC	computerisierte numerische Steuerung (engl. computerized numerical control)
D-FF	D-Typ Flipflop
EAGLE	einfach anzuwendender grafischer Layout-Editor
ECCE	extrakapsuläre Kataraktextraktion (engl. extra capsular cataract extraction)
EMK	Energiemesskopf
EN	Europäische Norm
Excimer	angeregtes Molekül (engl. excited dimer)
ICCE	intrakapsuläre Kataraktextraktion (engl. intra capsular cataract extraction)
IOL	Intraokularlinse, Kunstlinse als Ersatz der Augenlinse
Laser	Lichtverstärkung durch induzierte Emission von Strahlung (engl. light amplification by stimulated emission of radiation)
LCOP	Vorbeugung der Kapseleintrübung mittels Laser (engl. laser capsule opacification prevention)
LED	Leuchtdiode, lichtemittierende Diode (engl. light emitting diode)
Nd:YAG	Neodym: Yttrium-Aluminium-Granat
ÖNORM	österreichische Normen
PVC	Polyvinylchlorid
PVDF	Polyvinylidenfluorid
TLP	Träger-Loch-Platine
ZI	Zeitintervall

# 1 Einleitung

In Deutschland sind mehr als 90 % der über 65-Jährigen vom Grauen Star (medizinisch: Katarakt) betroffen [Hön09]. Unter einer Katarakt versteht man eine angeborene oder erworbene Trübung der Augenlinse. Es verschleiert sich der Blick, Farben verblassen, das Lesen wird anstrengender. Weltweit sind laut Weltgesundheitsorganisation (WHO) etwa 50 Millionen Menschen durch eine Katarakt erblindet. Aufgrund seiner Häufigkeit könnte man die Katarakt als „Volkskrankheit“ bezeichnen. Die operative Entfernung der getrübten Augenlinse mit anschließender Implantation einer Kunstlinse stellt die einzige Therapieform dar. Diese ist die häufigste Operationsform in der gesamten Medizin (Deutschland: ca. 650.000; USA: ca. 2,5 Millionen Operationen / Jahr; Stand 2005) [Rab10].

Bedenkt man, dass der Mensch etwa 80 % seiner Sinneseindrücke mit den Augen wahrnimmt [But03], versteht man, warum ein gutes Sehvermögen wichtig ist und wie stark dieser Sinnesverlust oder dessen Einschränkung eine Behinderung darstellt.

Die extrakapsuläre Kataraktextraktion mittels Phakoemulsifikation und Implantation einer Hinterkammerlinse stellt den heutigen Standard der Kataraktchirurgie in den Industrieländern dar. Die Erfolgsquote für eine solche Kataraktoperation wird oft mit über 95 % geschätzt [Auf02]. Die Entwicklung eines Nachstars (Cataracta secundaria) postoperativ ist eine häufige Komplikation und wird meist nicht in solche Statistiken mit einbezogen. Bei dieser Erkrankung kommt es zu Nachtrübungen an der Hinterkapsel im Auge und der Patient leidet erneut an abnehmender Sehschärfe. Durch einen weiteren operativen Eingriff oder einer modernen, ambulanten Laseroperation kann der Nachstar behandelt werden.

Die Firma A.R.C. Laser GmbH (Nürnberg), bei der diese Diplomarbeit durchgeführt wurde, hat zusammen mit Augenarzt Jack M. Dodick vor mehr als 20 Jahren erstmalig eine Methode entwickelt [Gut91] und erfolgreich weltweit eingesetzt mit der die getrübte Augenlinse durch laserinduzierte Schockwellen zerstört werden kann. Derzeit forscht die Firma A.R.C. Laser GmbH an einer neuartigen Behandlungsmethode (Kapselsack-politur), welche der Ursache für die Entstehung des Nachstars entgegenwirken kann. Dafür erfolgt die Beseitigung der Linsenepithelzellen vom Kapselsack mittels laserinduzierter Schockwellen.

Die laserinduzierten Schockwellen mit ausreichend hohen Energiedichten werden mit Hilfe eines von der Firma A.R.C. Laser GmbH patentierten Prinzips erzeugt und können für beide medizinische Anwendungen eingesetzt werden. Ein kurzer intensiver

Laserpuls, durch einen gütegeschalteten Nd:YAG Laser erzeugt, wird von einer Titanoberfläche absorbiert und ein Plasma entsteht. Durch dessen Expansion kommt es zur Ausbildung der Schockwellen. Diese müssen für die jeweilige medizinische Anwendung in einem definierten Energiedichtebereich liegen. Dabei ist für die Kapselsackpolitur eine maximale Energiedichte vorgeschrieben, um die Kapsel im Auge nicht zu zerstören.

Die technische Umsetzung des kompletten Prozesses erfolgt in einer dünnen Applikationskanüle, welche in ein spezielles Handstück eingebracht wird. Das Design der Applikationskanüle ist an die jeweilige medizinische Anwendung angepasst. Der endgültige Fertigungsprozess für das Medizinprodukt erfolgt in der Reinraumproduktion der Firma A.R.C. Laser GmbH. Für die Fertigung müssen bestimmte Toleranzen eingehalten werden, damit durch die eingebrachte festgelegte Laserpulsenergie der jeweiligen Anwendung, das Plasma ordnungsgemäß erzeugt wird.

Ziel dieser Diplomarbeit ist es, ein funktionstüchtiges Messsystem für die Qualitätssicherung der beiden Medizinprodukte nach dem Fertigungsprozess zu entwickeln. Das Messsystem soll präzise und schnell die Schockwellen auswerten. Dabei soll es für den Anwender einfach, intuitiv und funktionell zu bedienen sein. Durch eine bestanden-nicht bestanden Auswertung soll das Messsystem dem Anwender das Ergebnis mit Hilfe einer farblichen Kennzeichnung signalisieren.

## 2 Grundlagen

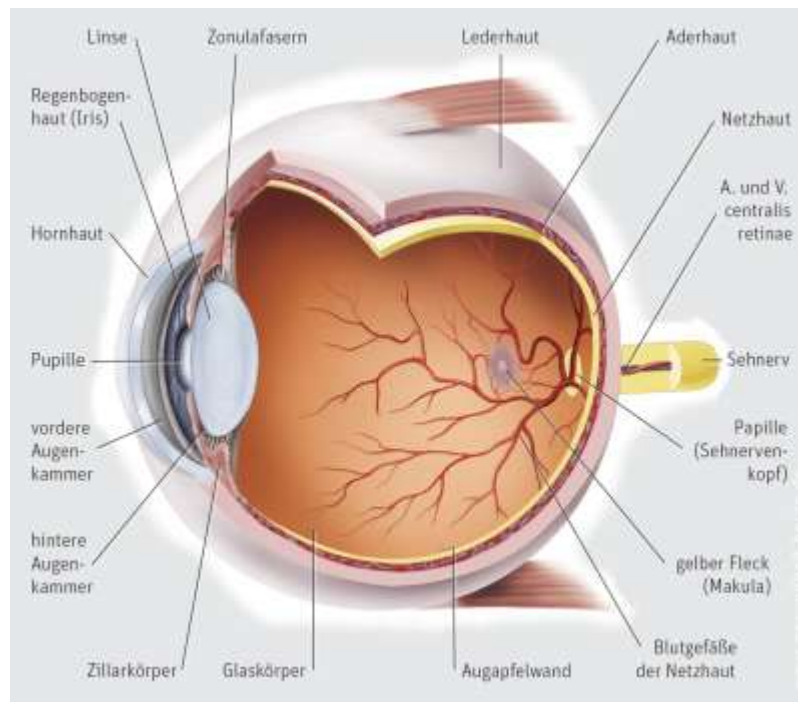
In diesem Kapitel werden Grundlagen zur Anatomie und zwei Erkrankungen (Grauer Star und Nachstar) des menschlichen Auges erläutert. Die Grundlagen der Lasertechnik, die Entstehung laserinduzierter Schockwellen und deren medizinische Anwendungen werden beschrieben. Außerdem folgt die Erläuterung der theoretischen Grundlagen zur Akustik, des Hörens und der messtechnischen Auswertung von Schockwellen erläutert.

### 2.1 Das menschliche Auge

Beim Sehvorgang dringt Licht durch die Hornhaut, der äußeren Wand des Augapfels, und gelangt in die Vorderkammer, in welcher sich die Iris befindet. Hinter der Regenbogenhaut trifft das Licht auf die Linse und wird gebündelt. Das dort entstandene Bild wird auf der Netzhaut – der inneren Wandschicht des Augapfels – abgebildet. Die Sinneszellen auf der Netzhaut sind mit dem Sehnerv verbunden. Über den Sehnerv werden die Bildinformationen an das Gehirn weitergeleitet. Dabei arbeitet das Auge wie eine Hochleistungskamera. Es kann 23 Bilder pro Sekunde klar voneinander unterscheiden. Dafür werden pro Sekunde ca. zehn Millionen [Kgs10] Bildinformationen aufgenommen und im Gehirn verarbeitet. Aus der Kombination der Bildeindrücke beider Augen entsteht eine räumliche Vorstellung der Umgebung. Die Augen vermitteln mehr Eindrücke als jedes andere Sinnesorgan. Um deutliche, klare Bilder sehen zu können muss die richtige Brechkraft des Augenapparates sowie die „Durchsichtigkeit“ der Linse bzw. des Kapselsackes gewährleistet sein. Bei einer Trübung der Linse hat der Patient eine Katarakterkrankung (Grauer Star). Tritt nach erfolgreicher Operation eine erneute Trübung im Blickfeld des Patienten auf, hat dieser eine Nachstarerkrankung. Dabei ist der Kapselsack mit Epithelzellen bewachsen. Diese Erkrankung lässt sich durch eine Laserbehandlung (YAG-Kapsulotomie) beseitigen. Es gibt unterschiedliche Forschungsansätze den Nachstar präventiv zu behandeln. Mittels laserinduzierter Schockwellen sollen die bei der Kataraktoperation verbleibenden Epithelzellen am Kapselsack entfernt werden, um ein Wachstum dieser Zellen am hinteren Kapselsack zu verhindern.

### 2.1.1 Anatomie

Das menschliche Auge (Organum visum) ist nahezu kugelförmig mit einem Durchmesser von ca. 24 mm [Sch06] und einem Gewicht von etwa 7,5 g [Ini10] (vgl. **Abb. 2.1**).



**Abb. 2.1:** Darstellung der Anatomie des menschlichen Auges [Kne10]

Der Augapfel, Sehnerv und die Muskeln, welche zum Bewegen des Auges dienen, sind in der Augenhöhle eingebettet, deren Wände aus Knochen bestehen. Der Sehnerv ist für die Weitergabe der Sehinformationen an das Gehirn zuständig. Der Augapfel (Bulbus oculi) ist zwiebelschalenartig aus drei Schichten aufgebaut: der äußeren, mittleren und inneren Augenhaut.

Die äußere Schicht umfasst vorn die Hornhaut (Cornea). Diese ist das Fenster des Auges zur Außenwelt und verfügt über die stärkste optische Wirkung des Auges. Ihre Transparenz basiert auf der Tatsache, dass die bindegewebsartigen Strukturen besonders gleichmäßig angeordnet sind und einen genau zur Struktur passenden Wassergehalt von ca. 70 % [Sch06] aufweisen. Bei der Fortsetzung der Cornea nach hinten, geht Transparenz verloren und lässt die Lederhaut (Sklera) weiß erscheinen. Der Aufbau aus Kollagen und elastischen Fasern setzt die mechanische Funktion der Hornhaut nach hinten jedoch fort und sorgt für die nötige Stabilität.

Die mittlere Schicht stellt die Gefäßhaut (Uvea) dar, die vorn aus der Regenbogenhaut (Iris) und dem Ziliarkörper (Corpus ziliare), sowie nach hinten aus der Aderhaut (Chorioidea) besteht. Die Iris verleiht dem Auge seine individuelle Farbe und enthält eine kreisrunde Öffnung, die Pupille, durch die der Lichteinfall in das Auge reguliert

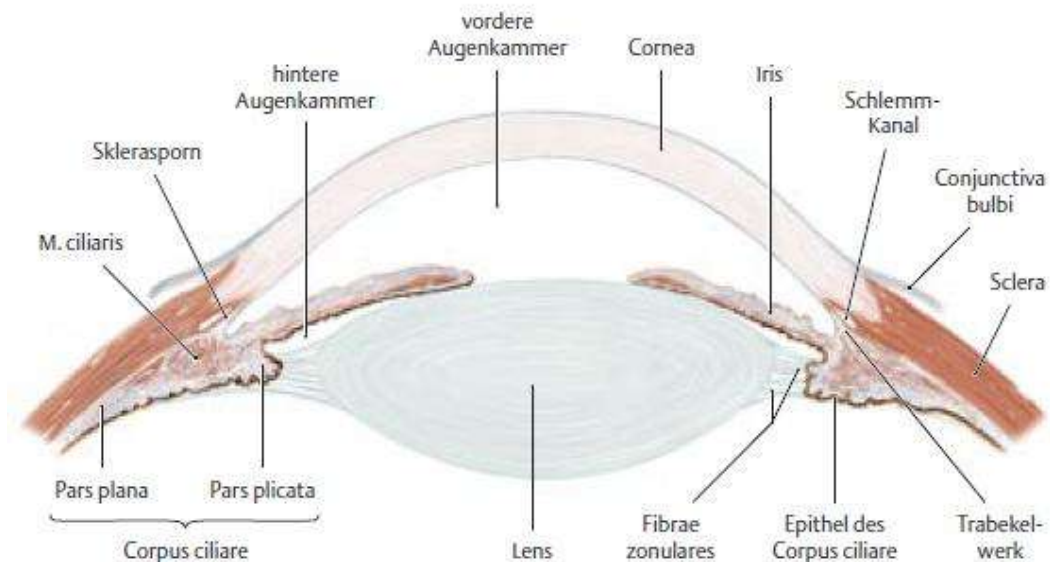


wird. Der Ziliarkörper hält mit seinen Fortsätzen, den Zonulafasern (Fibrae zonulares), den Kapselsack, in welchem die kristallklare, elastische Linse (Lens cristallina) sitzt. Der Ziliarkörpermuskel ermöglicht es die Linse zu verformen. Dabei wird die Brechkraft geändert um die Sehentfernungen zu reduzieren (Akkommodation). Die Aderhaut stellt das am stärksten durchblutete Gewebe im Körper dar und dient der Versorgung der Netzhaut. Die Vorderkammer (zwischen Hornhaut, Iris und Linse) und die Hinterkammer (zwischen Iris und Glaskörper) enthalten das durch den Ziliarkörper produzierte klare Kammerwasser, welches für den Augeninnendruck verantwortlich ist und über den Kammerwinkel abfließt.

Das Auge ist im hinteren Teil, zwischen Hinterkammer und Netzhaut (Retina) von seiner im Hinblick auf das Volumen größten Struktur, dem Glaskörper (Corpus vitreum), einer durchsichtigen gelartigen Flüssigkeit (98 % Wasser und 2 % Hyaluronsäure und Kollagen [Sch06]) ausgefüllt. Der Glaskörper macht ca. 2/3 des Augenvolumens aus, der Augeninnendruck hält den Augapfel in einer stabilen runden Form. Die Netzhaut schließlich kleidet als innerste Schicht das Auge aus. In ihr liegen Millionen Sinneszellen, die lichtempfindlichen Photorezeptoren (Zapfen und Stäbchen), sowie Nerven- und Pigmentzellen. Die Photorezeptoren werden durch das einfallende Licht gereizt und senden elektrische Signale über ca. 1,1 Millionen Nervenfasern [Sch06], die im Sehnerv (Nervus opticus) gebündelt werden, aus. Der gelbe Fleck (Macula lutea) ist für das hohe Auflösungsvermögen und Farbsehen verantwortlich, hier ist die Rezeptorendichte am größten. Der drei bis vier Millimeter dicke Sehnerv übermittelt die Informationen an das Sehzentrum im Großhirn, wo das eigentliche Bild entsteht.

### 2.1.2 Linse

An der Linse werden vorderer und hinterer Pol (Polus anterior und posterior), die Verbindungslinie zwischen beiden Polen (Axis) sowie der Linsenäquator unterschieden (vgl. **Abb. 2.2**). Die Linse ist bikonvex und hinten stärker gekrümmt (6 mm Krümmungsradius) als vorn (10 mm Krümmungsradius) [Sch06].

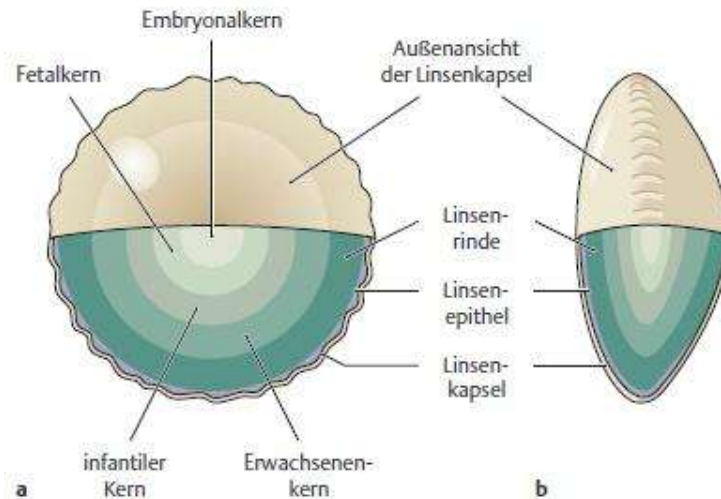


**Abb. 2.2:** Detaillierte Darstellung des vorderen Abschnittes des menschlichen Auges [Sch06]

Zwischen Iris und Glaskörper ist der Kapselsack an den Zonulafasern (Fibrae zonulares) aufgehängt und im Inneren befindet sich die Linse. Über die Zonulafasern wirkt der Ziliarmuskel auf den Kapselsack ein und verformt dabei die Linse (Akkommodation). Der äquatoriale Durchmesser der Linse beträgt beim Erwachsenen je nach Akkommodationszustand 10,25 - 12,25 mm [Lei10]. Die Linse hat eine Dicke von 3,7 - 4,4 mm [Lei10] und eine Brechkraft  $f$  zwischen 19 und 23 [Sch06]. Chemisch setzt sich die Augenlinse aus ca. 65 % Wasser und 35 % Feststoffen [Lei10] zusammen. Die Feststoffe bestehen hauptsächlich aus linsenspezifischen, wasserlöslichen Proteinen, den sogenannten Kristallinen. Die Linse besitzt weder Nerven noch Blutgefäße. Ihre Nährstoffversorgung erfolgt über das Kammerwasser.

Die Stärke der Kapsel variiert von ca. 13  $\mu\text{m}$  an der vorderen Hälfte bis zu ca. 4  $\mu\text{m}$  an der hinteren Hälfte [Lei10]. Der Kapselsack besteht aus kollagenen Fasern mit elastischen Eigenschaften. Im vorderen Teil ist die Kapsel über eine Basalmembran mit einer einlagigen Schicht von Epithelzellen verbunden, im hinteren Teil ist sie direkt mit den Linsenfasern verwachsen, was auch in **Abb. 2.5** zu erkennen ist. Diese Epithelzellen sind für das Wachstum der Linse verantwortlich. Die Zellteilungen der Epithelzellen finden zum größten Teil im Bereich des Linsenäquators statt. Die neu gebildeten Zellen

differenzieren sich zu Linsenfasern und verdrängen vorher gebildete Linsenfasern ins Linseninnere. Diese Art des Wachstums wird als appositionelles Wachstum bezeichnet und dauert ein Leben lang an. In **Abb. 2.3** sind die einzelnen Schichten der Linse dargestellt.



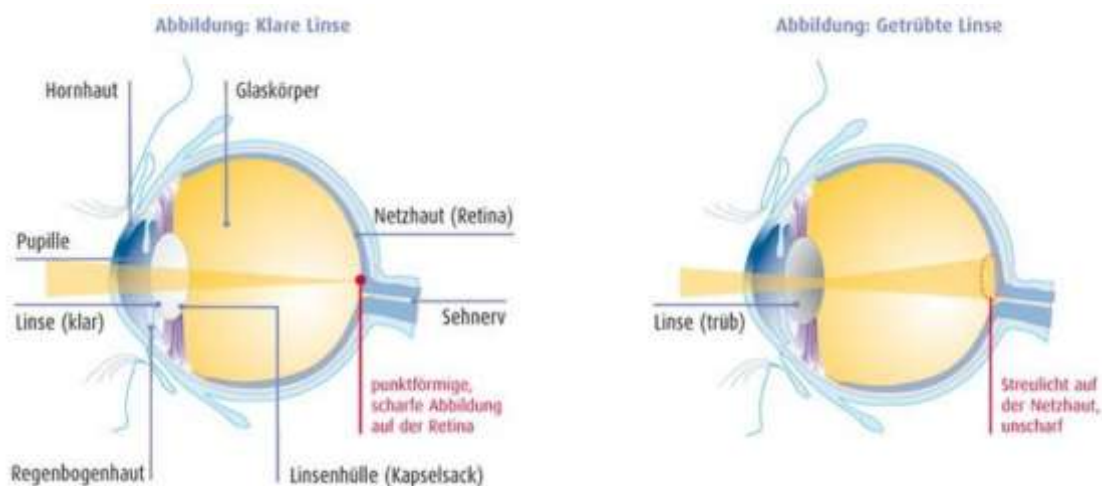
**Abb. 2.3:** Darstellung der einzelnen Schichten der Linse. (a Vorderansicht, b Seitenansicht) [Sch06]

Die Dichte der Linsenfasern nimmt von außen nach innen hin zu, sodass die Bereiche Linsenkern und Linsenrinde (Kortex) unterschieden werden können. Der Embryonalkern, welcher aus den primären Linsenfasern besteht, wird durch den Fetalkern umschlossen, dessen Bildung bei der Geburt abgeschlossen ist. Anschließend bilden sich der infantile Kern und schließlich der Erwachsenenkern (ab dem dritten Lebensjahrzehnt). Der Linsenkern hat einen Durchmesser von ca. 7,2 mm und eine Dicke von ca. 3,4 mm [Sch06].

### 2.1.3 Katarakt

Jede Trübung der Linse, unabhängig von der Beeinträchtigung des Sehvermögens und des Trübungsgrades bzw. der Ausdehnung der Trübung, wird als Grauer Star (Katarakt) bezeichnet. Der Begriff „Katarakt“ entwickelte sich im Mittelalter aus den lateinischen Übersetzungen antiker, griechischer und arabischer Schriften. Der Star wurde bei den Arabern mit dem Begriff *al-ma' an-nazil fi'l `ain*, d.h. „Wasser, das herabsteigt in das Auge“ beschrieben. Hieraus ist der mittelalterliche Name „cataracta“ (= Wasserfall) entstanden. Die Griechen vermuteten hinter der Entstehung der Erkrankung ein Herunterfallen von Gehirnschubstanz in die Augen, wodurch die Linsentrübung verursacht wurde [Hei10].

Die Krankheit wird nach ihrem Grad der Trübung (in vier unterschiedliche Entwicklungsstadien), der Lokalisation (im Bereich der Kapsel, Rinde, des Kerns, Pols oder Äquators), dem Erscheinungsbild und dem Zeitpunkt des Auftretens (med. Manifestationsalter) klassifiziert. Dabei kann die Linsentrübung gleich oder unterschiedlich in beiden Augen auftreten oder auch nur ein Auge betreffen. In **Abb. 2.4** wird deutlich, dass durch die Trübung der Augenlinse einfallende Lichtstrahlen nicht mehr gebündelt und auf die Netzhaut fokussiert werden. Das Licht wird vielmehr gestreut und absorbiert, der Blick ähnelt dem durch eine Milchglasscheibe oder ein verschmutztes Fenster.



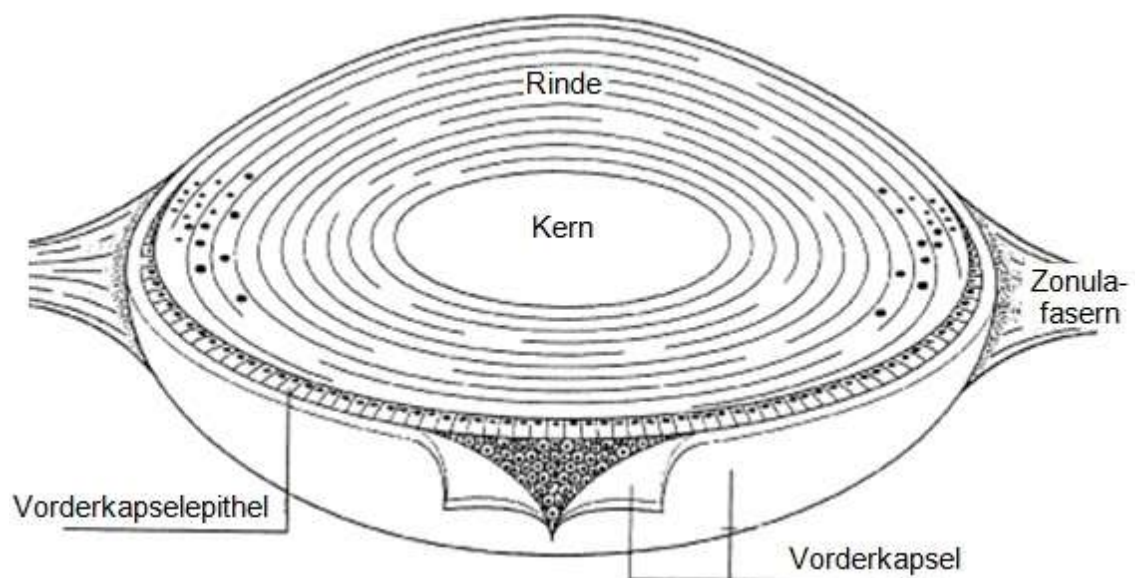
**Abb. 2.4:** Auswirkungen auf der Netzhaut durch das Eintrüben der Augenlinse bei der Katarakterkrankung [Ini08]

Die Farben verblassen, die Konturen verschwimmen, die Augen werden lichtempfindlicher, vor allem bei Gegenlicht und schlechten Sichtbedingungen. Die Blendung kommt dadurch zustande, dass das einfallende Licht mehr gestreut wird, das Dämmerungssehen funktioniert besser als das Sehen im Hellen. Der Betroffene sieht durch eine Art

dünnen grauen Schleier, der kontinuierlich dichter wird. Auch die Fähigkeit räumlich zu sehen nimmt mit der Zeit immer mehr ab. Im Alltag kann dies zu erheblichen Einbußen an Sehvermögen führen, das Leben und die Arbeit an Bildschirmen werden anstrengender. Unbehandelt kann der Graue Star bis zur Erblindung fortschreiten. In den Industriestaaten sind die Möglichkeiten und Kapazitäten vorhanden, den Patienten mittels der Kataraktoperation unter Verwendung von künstlichen Linsen zu helfen. In Entwicklungsländern, wo moderne Operationstechniken nicht verfügbar sind, ist diese Erkrankung noch immer die häufigste Erblindungsursache.

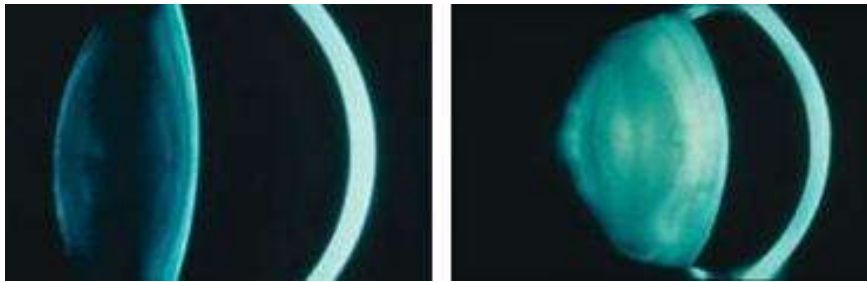
### Ursachen und Entstehung

Unter **Kap. 2.1.2** wurden bereits der Aufbau und das Wachstum der kristallklaren, elastischen Augenlinse beschrieben. Das Gewebe wird in vier Abschnitte unterteilt (vgl. **Abb. 2.5**).



**Abb. 2.5:** Darstellung der vier Gewebeabschnitte einer Augenlinse [Kat10]

Die häufigste Ursache eines Katarakts ist der natürliche Alterungsprozess der Augenlinse (Altersstar) und die damit verbundene schlechtere Nährstoffversorgung im Auge. Die Linsenrinde wird ein Leben lang Schicht um Schicht von den Linsenfasern gebildet. Dadurch nimmt die Linse kontinuierlich an Dicke zu, ist im Alter immer weniger elastisch und trübt ein (vgl. **Abb. 2.6**). Es wird zwischen Rinden- und Linsenkerntrübung unterschieden.



**Abb. 2.6:** Auswirkungen auf die Linse durch die Katarakt. Das linke Bild zeigt eine Spezialaufnahme einer Linse eines jungen Menschen, das rechte Bild die Linse eines alten Menschen. Die Zunahme der Dicke und Dichte der Linse ist zu erkennen. [Hei10]

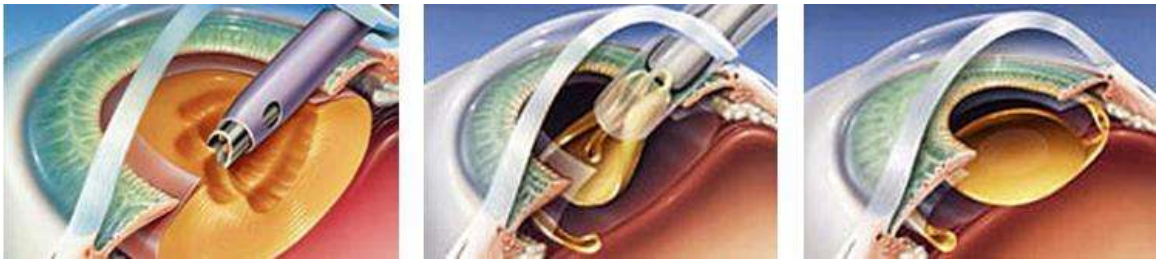
Die Katarakt kann vererbt werden oder angeboren sein, sodass oft schon in den ersten Lebensjahren operiert werden muss. Im jugendlichen und mittleren Lebensalter kann ein grauer Star durch Verletzungen, chronische Entzündungen im Auge (Regenbogenhautentzündung) oder durch andere Augenerkrankungen (z.B. Netzhauterkrankungen) entstehen [Hei10]. Auch Diabetes, Masern, Drogen und negative Reaktionen auf Medikamente, wenn diese jahrelang eingenommen werden (z.B. Kortisonstar), können eine Ursache sein. Eine Augenprellung (Kontusionsstar), starke Wärmeeinwirkung (Wärmestar), Starkstromunfälle (Blitzstar) oder verschiedene Haut- und Muskelerkrankungen (z.B. Neurodermitis) können zur Herausbildung des grauen Stars beitragen [Ini08]. In den meisten Fällen bildet sich die Katarakt über Jahre hinweg aus, selten auch innerhalb von wenigen Monaten. Wird der Star nicht operiert, nimmt die Trübung soweit zu, dass der Betroffene erblindet. Die Katarakt wird reif oder überreif, der Linseninhalte verflüssigt sich und der Linsenkern sinkt in der Kapsel herab.

### Kataraktoperation

Fünzig Jahre nach der ersten Implantation einer Intraokularlinse (IOL) durch Harold Ridley ist die Kataraktoperation eines der häufigsten und erfolgreichsten chirurgischen Verfahren in der Medizin geworden [Auf02] und ist derzeit die einzige Methode zur Heilung der Erkrankung. Auf medikamentösem Wege (z.B. mit Augentropfen) kann die Krankheit behandelt und ihr Voranschreiten verlangsamt werden.

Eine IOL ist eine Kunstlinse, die dem Patienten implantiert wird und nach der Operation die natürliche menschliche Augenlinse ersetzt (vgl. **Abb. 2.7**). Die heutigen IOL-Optiken werden aus Silikon (hydrophob) oder Acryl (hydrophil) gefertigt. Zwei an den IOL-Optiken angebrachte und sich gegenüberliegende Haptiken verspannen die Kunstlinse im Kapselsack. Zur Implantation werden die Linsen gefaltet und mit Hilfe eines Injektors oder einer Pinzette in das Auge eingeführt.





**Abb. 2.7:** Die einzelnen Schritte einer Kataraktoperation. Darstellung der Verflüssigung der harten Linse mit Ultraschall, Implantation der Kunstlinse, perfekter Sitz der Multifokal-Intraokularlinse im Kapselsack (v.l.n.r.). [Auc10]

Die Technik der Kataraktchirurgie hat sich in den letzten 50 Jahren stark weiterentwickelt. Bis Ende der 60er Jahre war die intrakapsuläre Kataraktextraktion (ICCE) die einzig verfügbare Methode. Bei dieser inzwischen veralteten Technik wird die Linse im Ganzen entfernt. Dabei geht auch die hintere Linsenkapsel verloren. Bei traumatischer Katarakt mit Zerstörung des Linsenaufhängeapparates wird diese Methode noch angewandt.

Als Weiterentwicklung, aber ebenfalls ältere Methode, ist die manuelle extrakapsuläre Kataraktextraktion (Standard ECCE) anzusehen. Die Linsenrinde wird ausgespült, anschließend wird der Linsenkern manuell aus der Kapsel entfernt und danach die Linsenrinde abgesaugt. Bei dieser Vorgehensweise bleibt die hintere Linsenkapsel intakt.

Als moderne Methode hat sich die Phakoemulsifikation (von griechisch: phakós - Linse), eine Art der ECCE, bei der Ultraschallenergie angewandt wird, etabliert. Im Gegensatz zur Standard ECCE wird das Auge nicht als Ganzes geöffnet, es reicht ein kleiner Schnitt, um die Applikationssonde des Handstückes einzuführen. Mit Hilfe des Ultraschalls wird der Linsenkern verflüssigt und in kleinste Teile aufgelöst, das Linsenmaterial wird durch das Handstück direkt abgesaugt. Der Kapselsack bleibt intakt und übernimmt für die IOL eine Stützfunktion. Als Vorteile dieser Technik sind eine höhere Stabilität im Auge während der Operation, das schnellere Wiedererlangen der Sehschärfe und die verringerte Anzahl von Folgeoperationen aufgrund postoperativer Komplikationen zu nennen. Nach der Operation sind Infektionen unwahrscheinlicher und die Heilung verläuft schneller und störungsfreier. Dank der kleinen Schnitte (Inzisionen) muss die Eintrittswunde nach der Operation nicht genäht werden, diese hält sofort nach der Operation dicht und auch später dem natürlichen Augeninnendruck stand. Das Fadenziehen entfällt und nahtbedingte Verziehungen der Hornhaut mit der Folge einer Hornhautverkrümmung (Astigmatismus) werden weitgehend ausgeschlossen.

Die Laser Photolysis ist eine alternative Methode zur Entfernung getrübter Linsen aus dem menschlichen Auge. Sie beruht auf der Absaugung des Linsenkörpers nach Zerkrümmung durch Schockwellen, welche bei der Wechselwirkung eines kurzen Laserpulses mit einer Titanoberfläche entstehen. Eine detaillierte Beschreibung dieser Methode wird in **Kap. 2.3.2** beschrieben.

Die Kataraktoperation eröffnet zusätzlich die Möglichkeit, eine Fehlsichtigkeit (z.B. hohe Kurzsichtigkeit) oder eine Hornhautverkrümmung (Astigmatismus) zu korrigieren. Torische IOL ermöglichen ein bestimmtes Maß der Hornhautverkrümmung zu korrigieren, die IOL wird unter einem zuvor bestimmten und markierten Winkel eingesetzt. Somit kann der Patient für eine Distanz brillenfrei werden. Auch ein weiteres Problem, die sogenannte Altersweitsichtigkeit (Lesen ohne Brille bei schlechter Beleuchtung ist nicht mehr möglich) kann mit Hilfe von Multifokal-IOL beseitigt werden. Diese speziellen IOL haben zwei verschiedene Schärfebereiche, Gegenstände weiter als fünf Meter entfernt und Objekte in einer Entfernung von 30 Zentimetern kann der Betroffene danach scharf sehen. Mit solchen Linsen können fast 90 % der Operierten im täglichen Leben ohne Brille auskommen [Pow07].



### 2.1.4 Nachstar

Wochen bis Monate, sogar Jahre nach einer gelungenen Katarakt-Operation kann eine häufige Langzeitkomplikation (bei ca. 40 – 60 % aller Patienten [Mam10]) der sogenannte Nachstar erneut die Sehschärfe trüben. Denn gerade bei der modernsten Operationstechnik (vgl. ECCE) wird nur der erkrankte getrübte Teil der Linse entfernt. Der Kapselsack (vgl. **Kap. 2.1.2**) dient der Kunstlinse als stabile Verankerung.

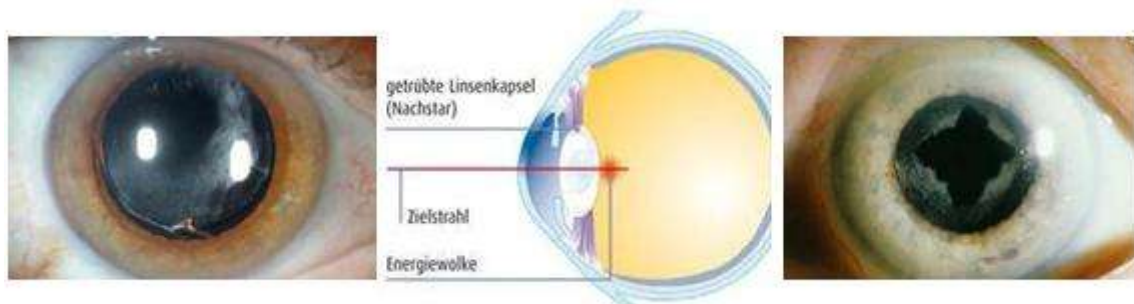
#### Ursachen und Entstehung

Durch verbliebene Linsenepithelzellen im Kapselsack der natürlichen Linse kann es zu Nachtrübungen an der Hinterkapsel kommen. Vor allem bei jungen und stoffwechselgesunden Augen können nun nochmals aktive Zellen neue faserige Strukturen in der Seachse (Kapselfibrose) auf der Hinterkapsel bilden. Die E-Zellen neigen zur Proliferation, tendieren im Rahmen von pathologischen Situationen (nach Traumen oder einer Kataraktextraktion) entlang der Hinterkapsel zu wandern und zum Beispiel subkapsuläre Katarakte oder (nach ECCE) den regenerativen Nachstar zu bilden [Auf02]. Im Allgemeinen bilden die E-Zellen Zellkonglomerate (Elschnig-Perlen), diese und Linsenkortextreste sind für die Bildung des Soemmerings-Ringes verantwortlich. Ein Soemmerings-Ring ist ein ringförmig verlaufender peripherer Nachstar oder Star. Unabhängig von der kataraktchirurgischen Technik bildet sich nach jeder extrakapsulären Kataraktextraktion (ECCE) ein Soemmerings-Ring. Im Durchschnitt dauert es etwa drei Jahre, bis sich dieser periphere Nachstar komplett gebildet hat. Danach setzt häufig eine Proliferation der Epithelzellen zentripetal ein, die den zentralen Nachstar verstärkt oder auch hervorruft. Es treten Sehverschlechterung durch einsetzende Trübung des betroffenen Auges und verstärkte Blendempfindlichkeit im eigentlich vitalen und gesunden Auge auf.

#### Behandlungsmethode

Ein Nachstar sollte behandelt werden, wenn eine deutliche Einschränkung des Sehvermögens eintritt oder durch die Kapseltrübung eine notwendige Untersuchung der Netzhaut nicht mehr möglich ist. Der Nachstar kann operativ entfernt werden. Dabei werden eventuelle Linsenreste aus dem restlichen Kapselsack abgesaugt, die Hinterkapsel wird bei vorliegender Fibrose entfernt. Durch die Einführung des Nd:YAG-Lasers und der sogenannten YAG-Kapsulotomie ist der operative Eingriff zur Entfernung der getrübten Linsenkapsel für die meisten Fälle überflüssig. Ein Nachstar kann somit bequem, ambulant und ohne großen Aufwand behandelt werden. Für diese Laserbehandlung wird zunächst die Pupille mit Augentropfen erweitert und das Auge örtlich betäubt. An einer Spaltlampe wird mit oder ohne Einsatz eines fokussierenden Kontaktglases der Laserstrahl (1064 nm Wellenlänge) auf die getrübte Linsenkapsel

gelenkt. Mit meist wenigen Laserpulsen zerreißt die Linsenkapsel und es bildet sich sofort eine Lücke. Die Kapselfibrose ist rezessiv, da aber keine Kapsel mehr vorhanden ist wird ungetrübtes Sehen wieder ermöglicht (vgl. **Abb. 2.8**). Dieses Operationsprinzip bezeichnet man als Photodisruption (Gewebszerreißung mittels Licht).



**Abb. 2.8:** Behandlung des Nachstars. Darstellung einer weitgetropften Pupille und sichtbarem Nachstar (links) [Arc07], der Wirkungsweise einer YAG-Kapsulotomie (mitte) [Ini08], einer weitgetropften Pupille und geöffneter Hinterkapsel (rechts) [Arc07].

Nach dem Eingriff wird der Augeninnendruck kontrolliert und gegebenenfalls mit drucksenkenden Augentropfen behandelt. Nur sehr selten ist eine Erweiterung der Nachstaroperation durch unzureichende Auftrennung der Hinterkapsel oder bei sehr hartnäckigem Nachstar erforderlich.

### Prävention

Die Kosten der Behandlung des Nachstars mittels YAG-Kapsulotomie und der unter Umständen resultierenden Komplikationen stellen im Gesundheitssystem einen wichtigen Kostenfaktor dar [Gro01]. Die Neuentwicklung von akkommodierenden Linsen basiert auf einem intakten Kapselsack. Diese neuartigen Kunstlinsen würden dem Patienten eine sehr hohe Lebensqualität ermöglichen. Somit wird die Prävention oder Beeinflussung der Nachstarentstehung im Rahmen der modernen Kataraktchirurgie als größte Herausforderung gesehen. Neue Methoden zur Nachstarevaluierung, histopathologische und klinische Studien haben die Herausbildung eines Nachstars unter verschiedenen Bedingungen untersucht. Ein scharfkantiges Kantendesign der IOL in Verbindung mit einer Überlappung von Kapsulorhexis und der IOL-Optik sowie eine Verklebung der Kapselblätter weisen eine signifikante Reduktion der Nachstarbildung auf [Auf02]. Fortschritte in anderen Feldern der Biotechnologie (Einsatz von hypoosmolaren und hyperosmolaren Lösungen), Immunologie sowie der Gentechnik bieten neue Ansätze zur Eliminierung der Linsenepithelzellen im Kapselsack. Ein Kapselsackspülsystem mittels Wasserstrahls, genauso wie die Kapselsackpolitur mittels Laser (vgl. **Kap. 2.3.3**) werden als Behandlungsmethoden zur Vorbeugung der Kapseltrübung [War10] untersucht.

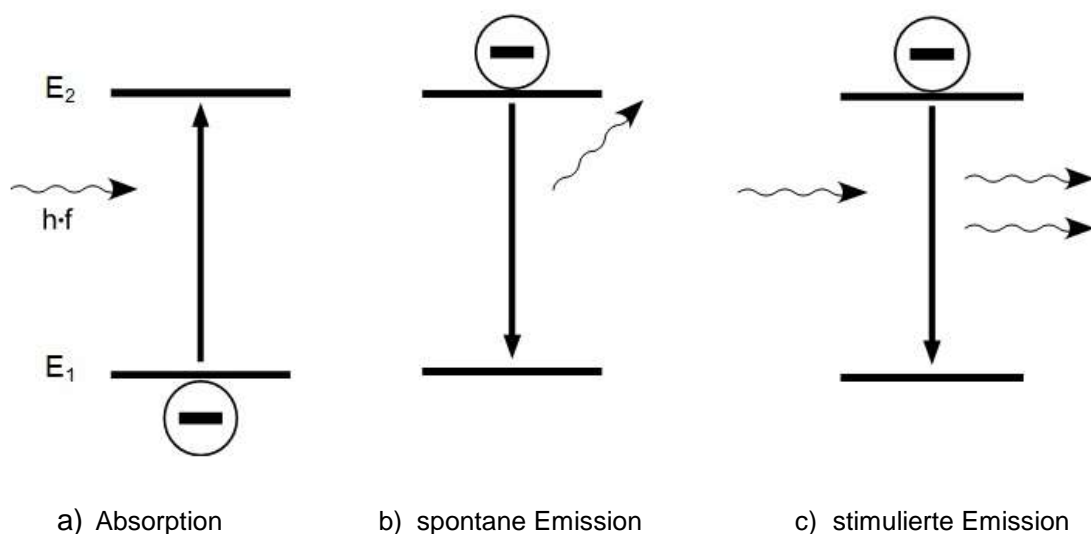
## 2.2 Laser

Am 16. Mai 1960 hat Theodor Maiman den ersten Laser, einen Festkörperlaser, erfolgreich der Öffentlichkeit vorgestellt. Die theoretischen Grundlagen lieferte Albert Einstein 1917 indem er die induzierte Emission als Umkehrung der Absorption beschrieb, 1928 gelang Rudolf Ladenburg der Nachweis.

In den letzten 50 Jahren haben sich die Technik, Leistungswerte, Wirkungsgrade und Einsatzfelder der Laser weiterentwickelt. In der Medizintechnik hat der Laser längst seine Berechtigung in vielen Anwendungsbereichen, wie Augenheilkunde, Dermatologie, Chirurgie und Zahnmedizin gefunden.

### 2.2.1 Grundlagen der Lasertechnik

Um Laserstrahlung zu erzeugen, wird das Prinzip der „Lichtverstärkung durch induzierte Emission von Strahlung“ (engl.: **L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation) angewandt.



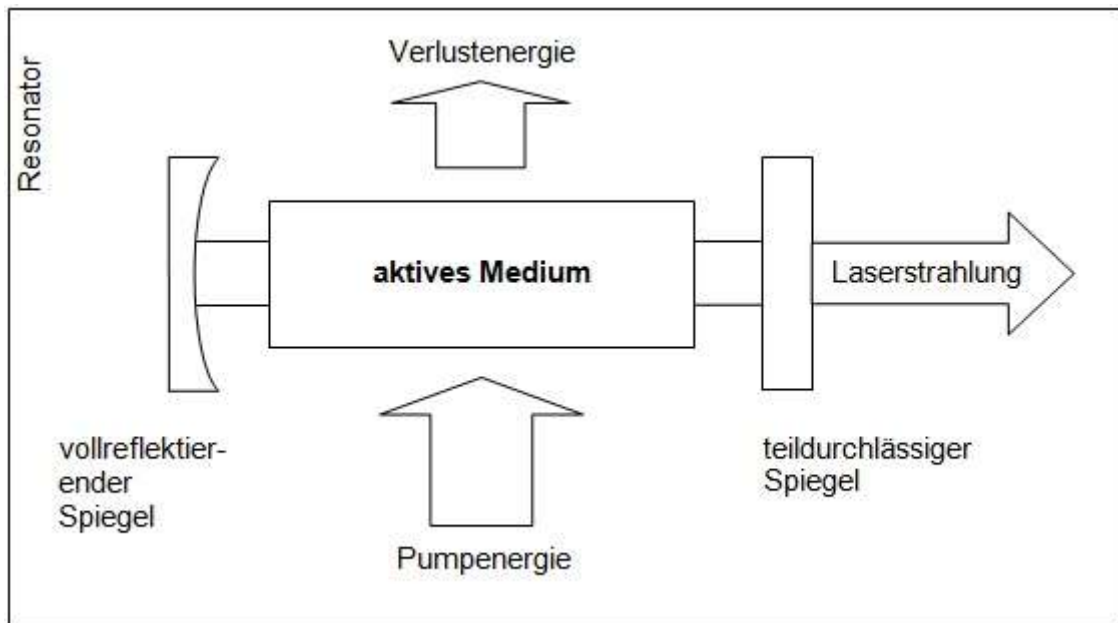
**Abb. 2.9:** Darstellung der energetischen Vorgänge bei der Absorption (a), spontanen Emission (b) und stimulierten Emission (c).

Die Emission und Absorption elektromagnetischer Strahlung wird durch die beschleunigte Bewegung elektrisch geladener Teilchen verursacht. Bei der Absorption (vgl. **Abb. 2.9 a**) wird ein Lichtquant (Photon) eines elektromagnetischen Feldes vom Atom bzw. Molekül eingefangen, wobei die Energie des Lichtquants in Anregungsenergie des Atoms umgewandelt wird. Elektronen werden aus einem niederen Energiezustand  $E_1$  auf einen freien Platz in einem höheren Energiezustand  $E_2$  gebracht. Ein derart angeregtes Teilchen versucht möglichst schnell, meist innerhalb von  $10^{-8}$  s, wieder in

den Grundzustand zurückzukehren. Dabei gibt das angeregte Atom seine Anregungsenergie durch Emission eines Lichtquants wieder ab. Die Emission kann spontan erfolgen oder durch das äußere Strahlungsfeld stimuliert werden. Bei der spontanen Emission (vgl. **Abb. 2.9 b**) kehrt das Elektron ohne Einwirkung von außen nach einer nicht exakt voraussagbaren, statistisch streuenden Verweildauer von dem angeregten in den Grundzustand zurück. Es werden Photonen in eine beliebige Richtung und mit beliebiger Phase emittiert.

Bei der stimulierten / induzierten Emission (vgl. **Abb. 2.9 c**) tritt ein Lichtquant, dessen Energie  $E = h \cdot f$  (mit  $h$  = Planck'sches Wirkungsquantum (Naturkonstante),  $f$  = Frequenz des Lichtquants) gerade gleich dem energetischen Abstand der Niveaus ist, in Wechselwirkung und induziert – unter Verkürzung der Lebensdauer des angeregten Zustandes – einen Elektronensprung ( $E_2 \rightarrow E_1$ ). Dabei wird das Elektron in den Grundzustand zurückgeführt und die gespeicherte Energie als ein weiteres Photon mit der Energie ( $\Delta E$ ) abgegeben und verstärkt somit das ankommende Lichtquant. Entsprechend dem in der Quantentheorie begründeten Dualismus haben Photonen der Energie ( $E = h \cdot f$ ) auch die Eigenschaften einer elektromagnetischen Welle der Frequenz  $f$ . Diese Welle ist im Fall der induzierten Emission gleichphasig und gleichgerichtet mit der Welle des induzierenden Photons. Die Überlagerung sehr vieler solcher phasengleicher Wellenzüge führt zu einem Strahlungsfeld, welches sich in eine bestimmte Richtung ausbreitet (kohärente Strahlung) und dessen Amplitude sehr stabil ist. Um die Emissionsakte in einem Ensemble von Atomen durch stimulierte Emission zu synchronisieren, sind zwei Voraussetzungen erforderlich. Zum einen müssen sich mehr Atome im energetisch höher gelegenen Zustand  $E_2$  als im energetisch tiefer liegenden Zustand  $E_1$  befinden, d.h. es muss Besetzungsinversion vorliegen. Dies ist notwendig, da andernfalls die stimuliert emittierten Lichtquanten direkt wieder von den Atomen absorbiert würden, die sich im energetisch tiefer liegenden Zustand befinden. Die Besetzungsinversion ist kein in der Natur vorherrschender Zustand. In der Regel sind die energetisch tiefer liegenden Zustände stärker besetzt als die energetisch höher liegenden. Es muss daher mittels Blitzlampen, durch andere Laser, elektrische Gasentladung oder chemische Reaktion dem aktiven Lasermedium (Festkörper, Halbleiter, Gas oder Flüssigkeit) diese Energie ( $\Delta E = E_2 - E_1$ ) von außen zugeführt werden. Dieser Vorgang wird als Pumpen bezeichnet. Die zweite wesentliche Bedingung – damit die stimulierte Emission die spontane Emission übertrifft – ist die hinreichende Größe des Strahlungsfeldes. Um diese Bedingung zu erreichen und energiereiche Laserstrahlung zu erzeugen, wird die stimulierte Emission im Resonator verstärkt. Die Photonen durchlaufen den Resonator, dessen Länge ein Vielfaches der Wellenlänge der emittier-

ten Photonen ist, mehrfach. In **Abb. 2.10** ist der schematische Aufbau eines Resonators dargestellt.



**Abb. 2.10:** Schematischer Aufbau eines Laserresonators. Die Elektronen der Atome oder Moleküle des aktiven Mediums werden durch Zufuhr von Energie (Pumpen) energetisch angeregt. Es kommt zur stimulierten Emission, welche durch den speziellen Aufbau des Resonators mit seinen zwei Spiegeln verstärkt wird. Die erzeugte Laserstrahlung wird teilweise durch den teildurchlässigen Spiegel ausgekoppelt. Bei diesem Prozess entsteht Verlustenergie in Form von Wärme.

Nicht achsparallel verlaufende Lichtwellen treffen nicht mehr auf die Spiegel des Resonators und werden damit nicht weiter verstärkt. Die Laserstrahlung wird achsparallel (unter einem sehr geringen Divergenzwinkel) emittiert. Die Laserstrahlwellenlänge wird grob durch das aktive Medium, fein durch die Resonanzfrequenz des aus den beiden Spiegeln bestehenden Resonators festgelegt, somit ist die Laserstrahlung hochgradig monochromatisch [Tre90]. Ein Lasergerät kann kontinuierliche oder gepulste Laserstrahlung abgeben.

Besondere Eigenschaften kennzeichnen die Laserstrahlung aus:

- quasi monochromatisch (geringe spektrale Bandbreite)
- zeitlich und räumlich kohärent
- geringe Divergenz, somit gut fokussierbar
- Erzeugung minimaler Brennflecken, folglich hohe Intensitäten möglich
- Erzeugung kurzer Pulse mittels Güteschaltung

### 2.2.2 Der gütegeschaltete Nd:YAG Laser

Der Nd:YAG Laser gehört zur großen Gruppe der Festkörperlaser, deren aktives Medium aus einem kristallinen Festkörper besteht. Die laseraktiven Neodymionen ( $\text{Nd}^{3+}$ ) werden in einer bestimmten Konzentration in den Wirtskristall aus Yttrium-Aluminium-Granat (YAG) dotiert. Das aktive Medium wird durch eine Xenon-Blitzlampe angeregt. Dabei muss die emittierte Wellenlänge auf das Absorptionsspektrum der laseraktiven Neodymionen abgestimmt sein, um die Elektronen der Neodymionen auf einen energetisch höher liegenden Zustand zu heben (vgl. **Kap. 2.2.1**). Die Blitzlampe und der Laserstab (aktive Medium) sind in den Resonatoraufbau integriert und werden durch destilliertes Wasser gekühlt. Um einen kurzen Puls mit höchstmöglicher Energie zu generieren, wird ein Güteschalter in der Resonatorkonfiguration zwischen Spiegel und aktiven Medium positioniert. Strahlungsaussendung innerhalb des Resonators, durch ein vorzeitiges Zurückkehren der angeregten Elektronen von dem oberen auf das untere Laserniveau, wird eine Zeitlang verhindert. Die Elektronen verweilen durch den geschlossenen Güteschalter auf dem oberen Laserniveau. Durch das Anlegen einer Spannung kann der Güteschalter geöffnet werden. Abhängig von der Öffnungszeit kann ein Laserpuls mit einer Pulsbreite von einigen Nanosekunden generiert werden. Die durch den Nd:YAG Laser erzeugte Laserstrahlung hat eine Wellenlänge  $\lambda$  von 1064 nm und liegt somit im nahen infraroten Spektralbereich.

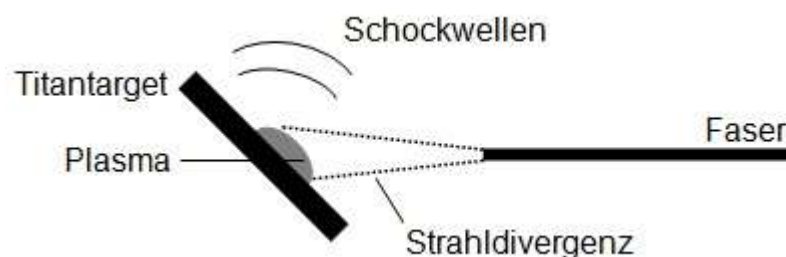
## 2.3 Der Nd:YAG Laser in der Augenheilkunde

In der Medizin finden Nd:YAG Laser (vgl. **Kap. 2.2.2**) zahlreiche Anwendungen, z.B. zur Behandlung von Hämangiomen (Blutschwämme), Zertrümmerung von Nierensteinen oder Resektion von Lungenmetastasen. Speziell in der Augenheilkunde wird der Nd:YAG Laser im vorderen Augenabschnitt angewendet, z.B. um die Iris zu perforieren (Iridotomie), im Rahmen eines akuten Glaukomanfalls oder zur Behandlung eines Nachstars (Kapsulotomie). Im Gegensatz zu dem Excimer Laser (Gewebeabtrag an der Hornhaut) kann der Laserstrahl des Nd:YAG Lasers aufgrund der größeren Wellenlänge durch die Hornhaut hindurch auf tiefere Augenschichten fokussiert werden.

Um Operationsmethoden zu verbessern und neue Anwendungsbereiche zu schaffen, wird für andere Anwendungen der Laserstrahl des Nd:YAG Lasers nicht direkt am Gewebe im Auge eingesetzt, sondern dient als Quelle zur Erzeugung von Schockwellen (Patent der Firma A.R.C. Laser GmbH). Die erzeugten Schockwellen haben ausreichend hohe Energiedichten, um die Kataraktchirurgie zu revolutionieren, oder in abgeschwächter Form präventiv dem Nachstar vorzubeugen.

### 2.3.1 Laserinduzierte Schockwellen

Zur Erzeugung einer intensiven Schockwelle in einer Flüssigkeit wird ein kurzer intensiver Laserpuls auf eine Titantargetoberfläche appliziert. Durch die Absorption im Titan wird ein Plasma induziert / erzeugt. Die Expansion des Plasmas führt zu Dichteschwankungen im umliegenden Medium Wasser. Diese pflanzen sich mit Geschwindigkeiten schneller als die der Schallgeschwindigkeit, kugelförmig vom Zentrum des Plasmas weg, fort. Das Prinzip ist in **Abb. 2.11** schematisch dargestellt.



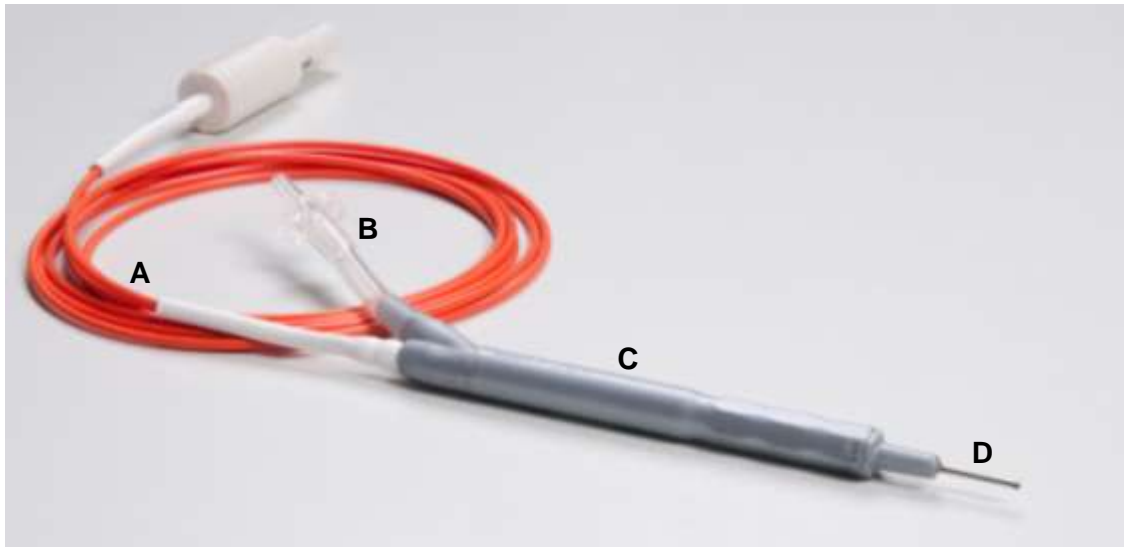
**Abb. 2.11:** Schematische Darstellung der Erzeugung von Schockwellen durch ein laserinduziertes Plasma. Der Laserstrahl tritt unter einer materialbedingten Strahldivergenz aus der Faser aus und trifft auf die Titantargetoberfläche. Durch Absorption im Titan wird ein Plasma induziert und es bilden sich kugelförmig vom Zentrum des Plasmas mehrere Schockwellen aus.

Wesentlich für die in der Targetoberfläche stattfindenden physikalischen Prozesse ist die absorbierte Leistungsflussdichte in der Titanoberfläche. Es kommt durch den nur wenige Nanosekunden andauernden absorbierten Strahlungsfluss im Material zu einer hohen Oberflächentemperatur des Titantargets von über 2000° C [UnE90]. An der unmittelbar angrenzenden Wasserschicht wird durch Wärmeleitung annähernd die gleiche Temperatur erzeugt. Diese dehnt sich rasch aus und komprimiert das umgebende Wasser. Damit ist die Voraussetzung für die Entstehung einer starken Schockwelle im Wasser gegeben, welche sich aus Impulserhaltungsgründen senkrecht von der Oberfläche weg ins Wasser ausbreitet. Gleichzeitig wird, wegen der Impulserhaltung eine Schockwelle im Titantarget erzeugt, welche sich ebenfalls senkrecht zum Ort der Entstehung ausbreitet. Aufgrund der inhomogenen Intensitätsverteilung des absorbierten Laserpulses kann die entstehende Schockwelle im Nahbereich der Oberfläche grob idealisiert in zwei Anteile zerlegt werden: a) in eine ebene Welle über den gesamten Strahlquerschnitt, entsprechend der gemittelten Oberflächentemperatur von ca. 2200° C und b) in eine wesentlich stärkere sphärische Schockwelle im Bereich des Strahlzentrums, entsprechend dem „heißen“ Kernbereich des Laserpulses auf der Targetoberfläche; dieser breitet sich mit etwas höherer Geschwindigkeit aus, als der ebene Anteil [UnE90]. Der Druck beider Anteile nimmt mit der Zeit ab, wobei die Druckabnahme der sphärischen Schockwellen schneller erfolgt als in ebenen. Aufgrund der Wärmeleitung ist die Aufheizung des umgebenden Kammerwassers im Auge beim Durchgang der Schockwellen ein irreversibler thermodynamischer Prozess. Durch die Zunahme der Entropie wird der Schockwelle Energie entzogen, dies gilt für beide Anteile. Eine direkte thermische Zersetzung des Gewebes ist aufgrund der geringen Erwärmung der Umgebung auszuschließen. Das zu behandelnde Gewebe wird mechanisch zerkleinert. Dabei beruht die Wirkung der Methode im Wesentlichen auf die Wechselwirkung zwischen einwirkenden Schockwellen und den betroffenen Zellen.



### 2.3.2 Laser Photolysis

Bereits in den 80iger Jahren wurden Versuche unternommen, verschiedene Laser in der Kataraktchirurgie zur Laser Photolysis, auch Laser Phakoemulsifikation [UnE90] oder Laser-Phakolyse [Alz 98] genannt, einzusetzen. Mit Hilfe eines gepulsten Nd:YAG Lasers und einem besonderen Handstück (vgl. **Abb. 2.12**) lassen sich Schockwellen erzeugen (vgl. **Kap. 2.3.1**), die den Linsenkern rein mechanisch zerstören und auflösen und somit eine Alternative zur Phakoemulsifikation darstellen.



**Abb. 2.12:** Darstellung des Laser Photolysis Handstückes der Firma A.R.C. Laser GmbH. In das Griffstück (C) ist die zur Übertragung der Laserstrahlung benötigte Faser (A) eingebracht. Der Schlauch (B) kann für zusätzliche Funktionen während der Operation genutzt werden. Aus der Öffnung am vorderen Ende einer geraden Applikationskanüle (D) treten die erzeugten Schockwellen aus. Nur die Applikationskanüle wird in das Auge eingebracht.

Am 20. Juli 1991 wurde die Operation vom Pionier und Erfinder dieser Methode Jack M. Dodick, MD erstmals durchgeführt [Gut91]. New Yorker Forscher analysierten in einer Multicenter-Studie später mehrere tausend Behandlungen. Elf Jahre nach der ersten Operation wurden die Ergebnisse veröffentlicht, die Technologie hat sich als sichere und effektive Operation am Grauen Star behauptet [Lan02]. Die Laser Photolysis verursacht durch einen geringeren Energieaufwand weniger Traumatisierung der empfindlichen Strukturen im Auge. Auch bei niedriger Wasserzufuhr in den Kapselsack (Irrigation) durch ein Hilfsinstrument kommt es zu keiner fokalen Gewebserwärmung [Alz 98]. Bei der etablierten Phakoemulsifikation erhitzt sich durch das heftige Schwingen der Applikationssonde sehr schnell die umgebende Flüssigkeit oder anliegendes Gewebe. Bei einer Berührung der Hornhaut oder Lederhaut kann dies zu Verletzungen führen. Sämtliche Vorteile der Phakoemulsifikation gegenüber älteren Methoden gelten

für die Laser Photolysis ebenfalls: intakter Kapselsack, geringer operationsbedingter Astigmatismus, schnelleres Wiedererlangen der Sehschärfe und verringerte Inzidenz postoperativer Operationen. Bei der Laser Photolysis sind aufgrund von dünneren Applikationssonden (Durchmesser von 1,05 mm) kleinere Inzisionen möglich. Das Auge wird weniger Belastungen ausgesetzt, das Risiko intraoperativer Komplikationen wird verringert und der Heilungsprozess der Inzision wird beschleunigt. Diese Inzisionen verschließen sich wie ein Ventil von selbst.

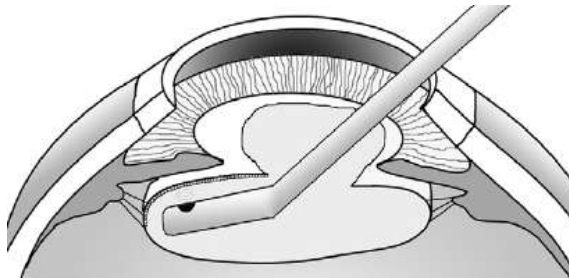
Die in der Applikationssonde des Laserhandstücks erzeugte Schockwelle tritt aus einer kleinen Öffnung (Durchmesser von 0,6 mm) aus. Das Plasma im Inneren der Applikationssonde verlässt die Öffnung nicht, somit ist das Risiko eines Kapselbruches sehr gering. Damit die Augenlinse mechanisch zerkleinert werden kann, müssen die äußeren Schichten der Linse an der Öffnung der Applikationssonde anliegen (vgl. **Abb. 2.13**). Das Laserhandstück ist über einen Schlauch an eine Pumpe, die einen Unterdruck erzeugt, angeschlossen, dies erlaubt die Linse anzusaugen. Ferner werden die Linsenfragmente über die Öffnung der Applikationssonde abgesaugt (Aspiration). Um den Augeninnendruck während der Operation stabil zu halten, wird über ein Hilfsinstrument konstant Flüssigkeit in die Vorderkammer des Auges eingebracht (Irrigation). Die Effizienz der Operation lässt sich über die Pulswiederholfrequenz des Laserpulses und der somit generierten Anzahl der Schockwellen, sowie über die Stärke der Aspiration regulieren.



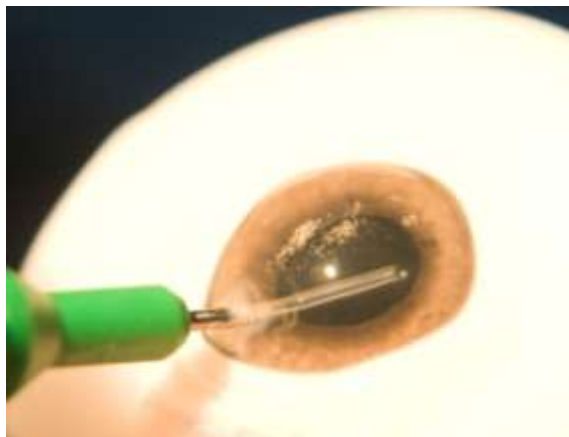
**Abb. 2.13:** Darstellung der Technik und des Ablaufes der Laser Photolysis. Das abgewinkelte Hilfsinstrument positioniert die Linse vor die Öffnung der Applikationssonde des Laserhandstückes (links). Die Linse ist durch die Wirkung der Schockwellen aufgebrochen (mitte). Die Linse ist mit Hilfe der Absaugung (Aspiration) des Laserhandstückes vollständig entfernt (rechts). [Hoo05]

### 2.3.3 Kapselsackpolitur

Die Kapselsackpolitur (LCOP) ist eine neuartige, von der A.R.C. Laser GmbH entwickelte Präventionsmethode zur Vorbeugung, bzw. Verhinderung eines Nachstars. Während der Kataraktoperation mittels ECCE, nach der Entfernung der menschlichen Linse und nach der Implantation der IOL, wird die Öffnung der Ultraschallphako- oder Laser Photolysissonde im Auge genutzt, um den vorderen Kapselsack zu polieren. Dabei wird eine gebogene Applikationssonde eines Handstückes (vgl. **Abb. 2.14** und **Abb. 2.15**) in das Auge eingeführt. Um die nach der ECCE verbleibende Epithelzellen (E-Zellen) vom Kapselsack zu lösen, werden im Gegensatz zur Laser Photolysis Schockwellen geringeren Druckes benötigt. Es werden kreisförmig mehrere Applikationsherde am vorderen Kapselsack gesetzt. Am Ende der Behandlung werden die abgelösten Epithelzellen mittels Aspirationshandstück abgesaugt. Laufende Untersuchungen unter studienähnlichen Bedingungen an sieben verschiedenen Kliniken sollen die Wirksamkeit der Präventionsmethode auch nach drei Jahren postoperativ wissenschaftlich bestätigen. Erste Ergebnisse zeigen, dass die Nachstarrate behandelter Patienten zurückgegangen ist.



**Abb. 2.14:** Schematische Darstellung der Kapselsackpolitur. [Arc05] Eine gebogene Applikationskanüle wird in den Kapselsack eingebracht. Aus der Öffnung treten Schockwellen aus, welche verbliebene Linsenepithelzellen an der Vorderkapsel lösen sollen.



**Abb. 2.15:** Darstellung einer in vitro Kapselsackpolitur in einem Schweineauge. Es wurde ein Handstück der Firma A.R.C. Laser GmbH verwendet.

## 2.4 Schallwellen

Schallwellen sind akustische Druckwellen mit geringer Amplitude, im Vergleich zum Umgebungsdruck und stetigem zeitlichem Druckverlauf. Der Schall ist physikalisch gesehen im gasförmigen und flüssigen Aggregatzustand immer eine Longitudinalwelle. Schallwellen breiten sich mit einer vom Ausbreitungsmedium und Temperatur abhängigen charakteristischen Schallgeschwindigkeit  $c$  aus. Dabei wird Schallenergie durch das ineinander Umwandeln von Kompressions- und Bewegungsenergie mit Hilfe der Mediumteilchen transportiert. Schallwellen können vom Menschen mit dem Gehör wahrgenommen werden. Mit Hilfe des Gedächtnisses kann der Mensch Klänge, Töne oder unterschiedliche Schallarten voneinander unterscheiden. Schockwellen sind starke Druckwellen die eine Sonderform der Schallwellen bilden.

In den folgenden Unterkapiteln werden die Grundlagen der Akustik, des menschlichen Hörens sowie der Schockwellen behandelt. Es wird erläutert warum für die Funktionskontrolle der Applikationshandstücke ein subjektiver Eindruck durch das menschliche Hörvermögen für die Qualitätssicherung nicht ausreicht (vgl. **Kap. 2.4.3**). Mit Hilfe von Messtechnik und unterschiedlichen akustischen Messverfahren können Schockwellen präzise und reproduzierbar ausgewertet werden.

### 2.4.1 Grundlagen Akustik

Die Akustik beschäftigt sich mit der Ausbreitung von Longitudinalwellen in Gasen, Flüssigkeiten und Festkörpern. Von besonderer Bedeutung sind die Ausbreitung von Schall in Luft und die beim Menschen ausgelöste Schallempfindung. Je nach Frequenzverlauf und Amplitude wird der Schall in Ton, Geräusch oder Knall eingeteilt. Bei der Schallausbreitung unterscheidet man die geometrische Akustik mit geradlinigen Schallwegen im Raum und den Schallreflexionen an den raumumschließenden Flächen, die Schallabsorption, welche die Raumakustik und den empfangenen Schallpegel bestimmt, sowie die Schalldämmung als Schallschutz zwischen benachbarten Räumen. Die Schallwechseldrücke erstrecken sich über mehr als sechs, die Schallfrequenzen über mehr als zehn Zehnerpotenzen. Je nach Schalldruckbelastung, Schallfrequenzbereich und Wirkungsgrad werden elektroakustische Wandler nach dem elektrostatischen, elektrodynamischen, elektromagnetischen, piezoelektrischen oder piezoresistiven Prinzip verwendet. Von besonderer Bedeutung ist als biologischer akustischer Wandler das menschliche Gehör sowie dessen Lautstärke- und Schallfrequenzempfindung zu nennen. Schall ist die Ausbreitung lokaler Druckschwankungen in Medien.

Die geometrische Form einer Schallquelle beeinflusst die Lösung der Wellengleichung, welche die räumliche Ausbreitung des Schallwechseldruckes und damit die Schallintensität an jedem Ort im Schallfeld der Schallquelle wiedergibt. Bei kugelförmigen Schallquellen ist die Schallintensität räumlich nicht konstant; bei der Verdopplung des Abstands  $r$  zum Kugelmittelpunkt sinkt die Schallintensität  $I$  auf ein Viertel:

$$I = \frac{P}{4 \pi r^2}$$

$P$  Schallleistung

Kugelwellen entstehen, wenn ein punktförmiger Erreger Wellen aussendet, beispielsweise breitet sich nach der Zündung eines kleinen Knallkörpers eine kugelförmige Verdichtungswelle in der Luft aus [Her99]. Schallwandler verarbeiten in diesem Bereich den Schallwechseldruck bzw. die damit verknüpfte Schallschnelle über ein mechanisches Schwingungssystem (Membran) in eine elektrische Spannung. Dabei wandeln Schallempfänger (Mikrofon) den Schalldruck in elektrische Spannung, Schallgeber (Lautsprecher) elektrische Leistung in Schallleistung. Die verschiedenen elektroakustischen Wandler unterscheiden sich im Absolutwert und in der Frequenzabhängigkeit des Wandlerwirkungsgrades, aber auch in ihrer mechanischen Empfindlichkeit und ihrer Schalldruckbelastbarkeit. Kugelwellen entstehen, wenn ein punktförmiger Erreger Wellen aussendet, beispielsweise breitet sich nach der Zündung eines kleinen Knallkörpers eine kugelförmige Verdichtungswelle in der Luft aus. [Her99]

### 2.4.2 Akustik des menschlichen Ohres

Treten in einem elastischen Medium mechanische Schwingungen oder Wellen im Hörbereich des Menschen auf, handelt es sich um den physikalischen Hörschall. Der Hörbereich eines gesunden, normal hörenden Menschen umfasst einen Schalldruckpegelbereich von etwa 0 bis 140 dB und einen Frequenzbereich von ca. 16 Hz bis 20000 Hz. Niederfrequente Schwingungen werden als Infraschall und hochfrequente als Ultraschall bezeichnet. Eine weitere Unterscheidung lässt sich nach dem schwingenden Medium treffen. Dabei treten Schallwellen in jedem Aggregatzustand auf. Handelt es sich dabei um den Körperschall oder Flüssigkeitsschall. Die im täglichen Leben am häufigsten auftretende Form von Schall sind die Schwingungen in der Luft, welche üblicherweise als Schall (selten Luftschall) bezeichnet werden. Der Luftschall entsteht durch Schwankungen der Luftdichte um den stabilen Luftdruck [Kal98]. Die Begriffe Ton und Geräusch dienen zur Beschreibung der Qualität des Luftschalls, physikalisch betrachtet spricht man von Ton, wenn die Schallschwingung einen sinusförmigen und monofrequenten Verlauf besitzt. Schall, welcher aus einer Vielzahl von

Schwingungen (=Tönen) unterschiedlicher Frequenz besteht, wird als Geräusch bezeichnet. Die ÖNORM S 5004 definiert verschiedene Kategorien von Geräuscharten [Kal98]. Geräusche mit geringen Pegelschwankungen werden als gleichbleibende Geräusche bezeichnet. Schwankende Geräusche können periodisch oder nicht periodisch sein. Als Knall oder impulsartiges Geräusch werden Geräusche von sehr kurzer Dauer und hoher Intensität bezeichnet. Sind die Schwankungen zwar plötzlich, aber nicht so stark, werden diese als unterbrochene Geräusche bezeichnet. Als Rauschen bezeichnet man Schall, der in einem bestimmten Frequenzbereich aus einer Vielzahl von Einzelschwingungen ohne feste Phasenbeziehung und mit statistisch wechselnder Intensität besteht.

### 2.4.3 Grundlagen des Hörens

Die von außen auf den Menschen einwirkenden Schallwellen werden durch die als Schalltrichter wirkende Ohrmuschel auf das Trommelfell geleitet und in mechanische Schwingungen umgewandelt. Die mechanische Übertragung über die Gehörknöchelchenkette des Mittelohres zum Innenohr zeigt bereits eine deutliche Frequenzabhängigkeit. Höhere Frequenzbereiche (zw. 1 und 5 kHz) erhalten eine leichte Verstärkung während tiefere Frequenzen ( $< 1$  kHz) etwas gedämpft werden [Ler98]. Die resultierende mechanische Auslenkung bringt schließlich eine Flüssigkeit im eigentlichen Hörorgan, der Schnecke des Innenohres (Cochlea), in Bewegung. Die in der Schnecke auf der Basilarmembran sitzenden Haarzellen (ca. 15.000 Sinneshaare) [Ler98] registrieren die Stärke der Bewegung und wandeln diese in nervöse Impulse um. Die Umwandlung der mechanischen Energie in Nervenimpulse in der Schnecke des Innenohres basiert auf drei wesentliche Prinzipien: Jeder Ort an der Basilarmembran der Schnecke kodiert eine bestimmte Frequenz des eintreffenden Schalls (frequenzselektives Hören). Denn immer eine Nervenfaser ist für eine bestimmte Frequenz besonders empfindlich (sog. charakteristische Frequenz). Es werden aber auch benachbarte Sinneszellen mit angeregt, insbesondere diejenigen der benachbarten höheren Frequenzen (asymmetrische Erregungspegelverteilung). Mit der Verarbeitung der Signale in der Schnecke ist der Hörvorgang jedoch keineswegs abgeschlossen. Die über den Hörnerv weitergeleiteten Nervenimpulse werden im Hörzentrum des Zentralnervensystems weiterverarbeitet. Die eintreffende Information wird mit bereits vorliegenden Erfahrungswerten verglichen.

Für die subjektive Beurteilung von Schallereignissen durch den Menschen spielen die Lautstärkeempfindung (Lautheit), Tonhöhe, Richtung des Schalls und der zeitliche Ablauf eine elementare Rolle. Dabei lässt sich das menschliche Hörvermögen von Umwelteinflüssen sehr leicht täuschen. Psychoakustiker haben in verschiedenen Expe-

rimenten zur zeitlichen Auflösung des Ohres ferner den Nachweis erbracht, dass die Dauer eines Schallimpulses (3,2 kHz Ton) von 100 ms die gleiche subjektive Dauer hervorruft wie eine Pausendauer von ca. 400 ms [Ler98]. Das menschliche Gehör ist einerseits ein hochsensibles Messsystem, welches jedoch über keinen hinreichenden Langzeitspeicher verfügt. Wurde ein Geräuschereignis einmal abgespeichert, so bleibt die Beurteilung bzw. Einordnung auch erhalten, wenn es sich um 2 dB, 3 dB oder noch mehr verändert (Adaptivität des Gehörs). Hat sich das menschliche Gehör erst einmal auf ein ganz bestimmtes Geräuschereignismuster sensibilisiert, so ist das Gehör kaum noch in der Lage, objektiv zu beurteilen, ob sich das Geräuschverhalten verändert hat [Gen98].

## 2.4.4 Schockwellen

### Begriffsklärung

Breiten sich Störungen (Explosion, Plasma) in kompressiblen Medien schneller als die von ihnen verursachten Druckwellen aus, so kann die Materie des Mediums nahe der Störungsquelle nicht schnell genug reagieren, um der Störung auszuweichen. Die Zustandsgrößen des Mediums (Dichte, Druck, Temperatur und Geschwindigkeit) verändern sich daher nahezu gleichzeitig, um sich der Störung anzupassen. Dadurch werden dünne Störungswellen mit stark ansteigendem Druck erzeugt und bewirken eine schockartige Erhitzung des Materials. Sie werden als Schockwellen (engl. shock waves) oder als Stoßwellen bezeichnet. Die Schockwellen schwächen sich zu normalen Druckwellen ab, wenn ihre Energie vom Medium absorbiert wird.

### Messtechnische Erfassung und Bewertung

Zur Messung eines Drucks wird fast immer das Prinzip angewandt, den Druck auf eine definierte Fläche einwirken zulassen und so zunächst in eine Kraft umzuformen. Unter einer Druckmessung versteht man das Messen eines Druckes gegenüber einem Referenzdruck. Als Referenzdruck wählt man im Allgemeinen den Atmosphärendruck. Der durch die Schockwellen erzeugte stark ansteigende Druck im Medium kann mit Hilfe von mechanischen, induktiven, kapazitiven oder piezoelektrischen Verfahren messtechnisch erfasst werden. Diese Verfahren unterscheiden sich nach technischer Realisierung, Ausstattungsgrad, Genauigkeitsklasse, Bedienkomfort und Herstellungsaufwand. Messmikrofone bilden den Ausgangspunkt aller akustischen Messungen.

Der Schalldruckpegel  $L_p$  ist die zentrale Kenngröße der akustischen Messpraxis. Ausgangspunkt für die Ermittlung des Schalldruckpegels ist der Schalldruck  $p(t)$ . Er kennzeichnet die sich wellenförmig ausbreitenden Luftdruckschwankungen, die dem statischen Umgebungsluftdruck  $p_0$  überlagert sind und im Frequenzbereich von 16 Hz bis

etwa 20 kHz vom Gehör als Schall wahrgenommen werden. Die Kenngröße für Maximalwerte des Schalldruckpegels bei impulsförmigen Schallereignissen (z.B. Explosionssknall, Plasmabildung) wird als Spitzenpegel  $\hat{L}_p$  bezeichnet.

$$\hat{L}_p = 10 \lg \frac{\tilde{p}^2}{\tilde{p}_0^2} \text{ dB}$$

$\tilde{p}$  Effektivwert des Schalldruckes

$\tilde{p}_0$  Bezugsschalldruck ( $\tilde{p}_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Pa}$ )

Die messtechnische Ermittlung des Schalldruckpegels erfolgt auf der Basis von Signalverarbeitungsstufen. Zur Signalaufnahme werden Messmikrofone, sogenannte Luftkondensatormikrofone oder hochwertige Elektretmikrofone eingesetzt. Durch entsprechende Wahl der konstruktiven Parameter kann der Übertragungsfaktor (Mikrofonempfindlichkeit) so beeinflusst werden, dass die Pegel- und Frequenzbereiche unterschiedlichster Schalldruck-Zeit-Funktionen erfassbar sind.

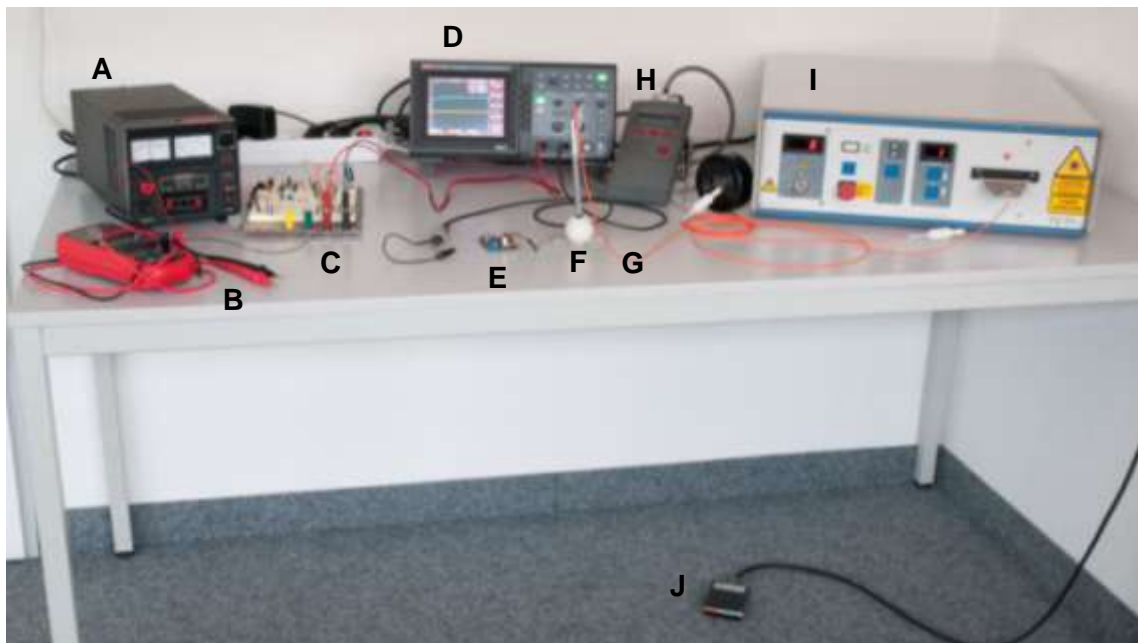


### 3 Material und Methoden

In diesem Kapitel werden die für die Durchführung der Diplomarbeit relevanten Bedingungen wie Versuchsaufbau, Anforderungen an das Messsystem, die Messzelle selbst, einzelne Vorversuche, die Schritte der Platinenentwicklung und Realisierung des Messsystems beschrieben.

#### 3.1 Versuchsaufbau

Für die Anwendung von laserinduzierten Schockwellen in der Ophthalmologie werden ein Lasergerät sowie ein spezielles Handstück eingesetzt. Für die Verifikation des Messprinzipes und die Entwicklung der Platine des Messsystems wurden zusätzliche Geräte und Hilfsmittel benötigt. In den nachfolgenden Unterkapiteln werden die einzelnen Bestandteile des Versuchsaufbaus näher betrachtet. In **Abb. 3.1** ist der verwendete Versuchsaufbau dargestellt.



**Abb. 3.1:** Darstellung des verwendeten Versuchsaufbaus im Labor. Mit den drei Hauptbestandteilen: das Lasergerät (I) inklusive Fußschalter (J), Handstück (G) und der Laserpulsenergiemesskopf inklusive Anzeigegerät (H). Für die Vorversuche und Entwicklung der Platine auf dem Testboard (C) wurden die Messzelle (F), das Netzteil (A), Multimeter (B) und Oszilloskop (D) benötigt. Abschließend wurde die fertige entwickelte Platine (E) einem Funktionstest unterzogen. Alle Geräte und Hilfsmittel werden in der Diplomarbeit genauer beschrieben.

### 3.1.1 Nd:YAG Laser

Als Lasergerät wurde ein blitzlampengepumpter, gütegeschalteter Nd:YAG Laser der Firma A.R.C. Laser GmbH namens ‚LyLa‘ (vgl. **Abb. 3.1**) verwendet. Die zum Pumpen (vgl. **Kap. 2.2.1**) benötigte Blitzlampe ist mit Xenon gefüllt und wird gepulst betrieben. Blitzlampe, Laserstab (Nd:YAG Kristall), beide Resonatorspiegel und der elektrooptische Güteschalter (Q-Switch) bilden den Resonator. Die Blitzlampe und der Laserstab sind in eine durch destilliertes Wasser gekühlte Laserkavität eingebaut. Die erzeugte Laserstrahlung wird durch eine Plankonvexlinse mit einer Brennweite  $f$  von 80 mm in eine Quarzfaser mit einem Durchmesser von 283  $\mu\text{m}$  eingekoppelt. Mit Hilfe einer speziellen im Gehäuse des Lasergerätes eingebauten Kupplung für einen Klickstecker, kann die Quarzfaser genau positioniert werden. In **Tab. 3.1** sind die Kennwerte des Laserstrahls aufgelistet. Aufgrund eines kurzen intensiven Laserpulses kann der physikalische Prozess der Plasmabildung (vgl. **Kap. 2.3.1**) im Handstück ausgelöst werden.

**Tab. 3.1:** Kennwerte des eingesetzten Lasergerätes

Kennwert		Wert
Wellenlänge	$\lambda$	1064 nm
Pulsbreite	$\tau$	6 - 8 ns
Pulsenergie	$E_P$	2 - 15 mJ
Pulswiederholrate	$f_{\text{rep}}$	1 - 20 Hz
Strahldurchmesser	$d$	2,75 mm
Strahldivergenz	$\Theta$	< 3 mrad

### 3.1.2 Laserpulsenergiemesskopf

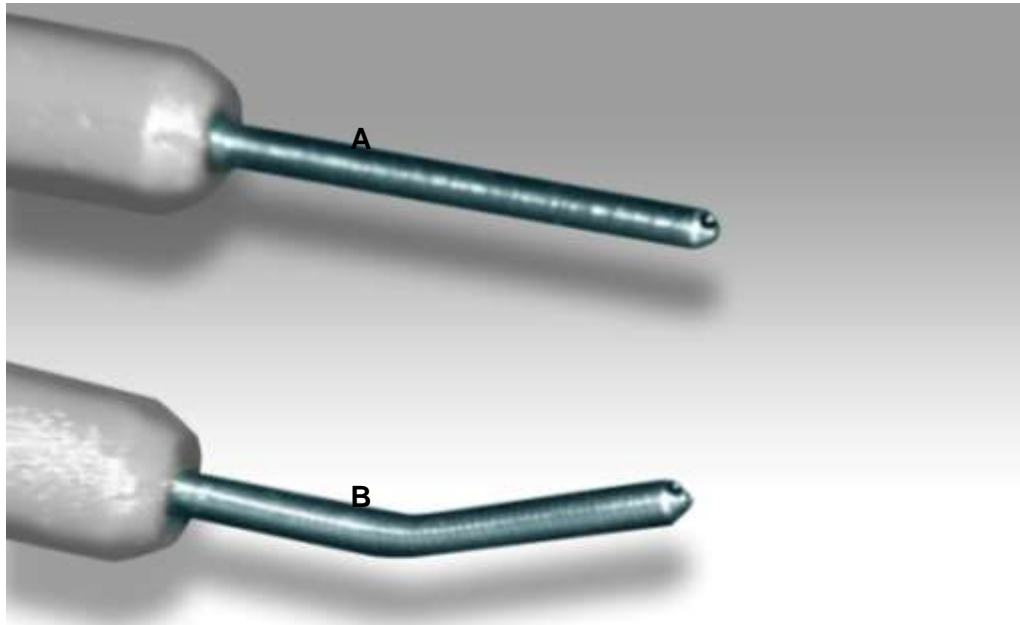
Für die Messung der Pulsenergie wurde der Messkopf PE25 mit Anzeigegerät Nova der Firma Ophir (Jerusalem, Israel) verwendet. Dieser Messkopf ist für einen Wellenlängenbereich von 150 – 3000 nm ausgelegt. Für die durch das Lasergerät erzeugte Laserstrahlung muss ein 2 cm großer Abstand zum Messkopf eingehalten werden, um die Messfläche durch eine zu hohe Energiedichte (max. 0,1 J/cm<sup>2</sup>) nicht zu beschädigen. Die Messschwelle von 15 µJ wird erreicht und der relative Messfehler liegt bei dieser Wellenlänge bei ± 6 %. Die Bestimmung der Pulsenergie ist für die Entwicklung des Messsystems ein wichtiger Faktor, da diese einen großen Einfluss auf die Stärke der Druckwelle hat. Der Messkopf und das Anzeigegerät sind in **Abb. 3.2** dargestellt.



**Abb. 3.2:** Laserpulsenergiemesskopf PE2 (C) mit dem Anzeigegerät Nova (A) und dem Netzteil (B) der Firma Ophir.

### 3.1.3 Handstück

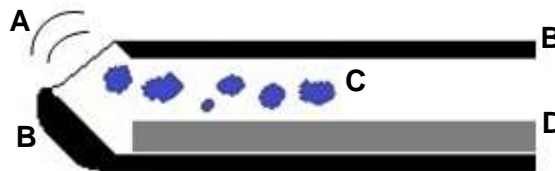
Es wurden zwei spezielle Einmalhandstücke der Firma A.R.C. Laser GmbH benutzt, welche aus drei Hauptbestandteilen bestehen. Eine Quarzfaser ist in einen Klickstecker eingeklebt und überträgt die Laserstrahlung vom Lasergerät zum Handstück (vgl. **Kap. 3.1.1**). Das Griffstück hat am Ende zwei Öffnungen. In der zentralen Öffnung ist die Quarzfaser eingeklebt und die schräge Öffnung kann je nach medizinischer Anwendung als Irrigations- oder Aspirationskanal genutzt werden (vgl. **Abb. 2.12**). Eine dünne aus Titan bestehende Applikationskanüle (Durchmesser 1,05 mm) mit einer seitlichen Öffnung (Durchmesser 0,6 mm) ist in die Spitze des Griffstückes eingeklebt. Der Unterschied zwischen den beiden Einmalhandstücken liegt im Design der Applikationskanüle begründet. Für die Laser Photolysis wird eine gerade Applikationskanüle und für die Kapselsackpolitur eine gebogene Applikationskanüle verwendet, wie in **Abb. 3.3** dargestellt.



**Abb. 3.3:** Darstellung der beiden Applikationskanülen für die jeweilige medizinische Anwendung. Beide Applikationskanülen, eine Gerade für die Laser Photolysis (A) und eine Gebogene für die Kapselsackpolitur (B) haben jeweils am Ende eine Bohrung mit einem Durchmesser von 0,6 mm. Durch die Applikationskanülenöffnung treten die Schockwellen aus und gleichzeitig wird das zerkleinerte Linsenmaterial abgesaugt.

Bei beiden Varianten ist der innere Aufbau der Applikationskanüle vergleichbar. Die Quarzfaser ist bis kurz vor die Applikationskanülenspitze eingebracht. Materialbedingt durch die Quarzfaser tritt die Laserstrahlung mit einer definierten Strahldivergenz ( $\Theta < 3 \text{ mrad}$ ) aus. Dadurch wird eine bestimmte Fläche an der Oberfläche im Inneren

der Applikationskanülenspitze bestrahlt. Der Abstand von  $d = 1\text{ mm}$  zwischen dem Ende der Quarzfaser und der Applikationskanülenspitze verändert die Größe der Fläche und somit die Laserpulsenergiedichte pro Flächeneinheit auf der Applikationskanülenspitze. Für die Qualität der erzeugten Schockwelle und somit für das Handstück ist der Abstand ein sehr wichtiger Parameter. Aufgrund von kleinen Laserpulsenergien ( $E_p < 15\text{ mJ}$ ) treten die induzierten Plasmaformationen (vgl. **Kap. 2.3.1**) nicht aus der Applikationskanülenöffnung aus. Im Gegensatz dazu verlassen die erzeugten Schockwellen die Öffnung und sind somit für die medizinische Anwendung im Auge nutzbar. Über die Öffnung Applikationskanüle und den vorhandenen Hohlraum in der Applikationskanüle werden je nach medizinischer Anwendung zerkleinerte Linsenfragmente aus dem Auge abgesaugt (Aspiration) oder es wird zusätzliche Flüssigkeit in das Auge eingebracht (Irrigation). **Abb. 3.4** verdeutlicht den Aufbau der Applikationskanüle.



**Abb. 3.4:** Schematische Darstellung vom Aufbau der Applikationskanüle des Handstückes für die Laser Photolysis und Kapselsackpolitur. Aufgrund der Wechselwirkung zwischen der aus der Faser (D) austretenden Laserstrahlung und der aus Titan bestehenden Applikationskanülenspitze (B) wird ein Plasma induziert (vgl. **Kap. 2.3.1**). Infolgedessen kommt es zur Ausbildung von Schockwellen (A), welche durch die Applikationskanülenöffnung austreten. Der Abstand zwischen Faserende und Applikationskanülenspitze ist festgelegt. Gleichzeitig wird über die Applikationskanülenöffnung zerkleinertes Linsenmaterial (C) an- und durch die Applikationskanüle abgesaugt (Aspiration).

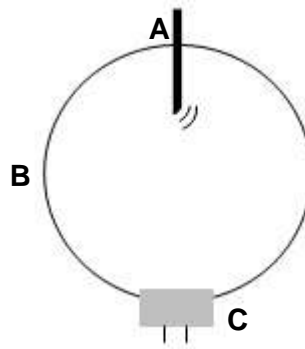
## 3.2 Anforderungen an das Messsystem

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurde ein Messsystem zur Qualitätssicherung von laserinduzierten Schockwellen für die Augenheilkunde entwickelt. Das Messsystem sollte die gefertigten Laserhandstücke im Rahmen des Qualitätsmanagementsystems standardisieren. Die dafür vorgesehenen Anforderungen wurden in die Entwicklungsarbeit einbezogen.

Angedacht waren eine leichte Handhabung, sowie die mobile und schnelle Einsatzbereitschaft des Gesamtsystems. Speziell wurde auf einfache Bedienung, kompakte Bauweise und große Funktionalität geachtet. Im Hinblick auf den Einsatz zweier unterschiedlicher Indikationen im Bereich der Augenheilkunde musste beachtet werden, dass sich das Design der Applikationskanüle unterscheidet (vgl. **Kap. 3.1.3**). Da bei den Anwendungen in verschiedenen Energieniveaus (vgl. **Kap. 4.1.1**) gearbeitet wird, musste das Messsystem abgleichbar sein. Um das System nicht zu komplex zu gestalten sollte eine einfache Lösung für beide Handstücke gefunden werden. Die Ausgabe des Messergebnisses sollte eindeutig und schnell erfolgen. Dabei sollte sich das positive Ergebnis deutlich vom schlechten, nichtbestandenem Ergebnis abheben. Die Herausforderung bei der Entwicklung bestand darin, ein preisgünstiges, aber dennoch genaues Messprinzip zu verwenden. Für die Auswertung und Beurteilung der Messung war es besonders wichtig, dass die Messwertaufnahme reproduziert werden kann. Das Messsystem musste sicherheitstechnische Anforderungen erfüllen, sollte wartungsfrei und verschleißarm sein.

### 3.3 Messzelle

Ein handelsüblicher Tischtennisball wurde als Gehäuse für die Messzelle genutzt. Über eine kleine Öffnung wird die Spitze des Handstückes mit der Applikationskanüle eingeführt. Der Detektor gelangt über eine zweite Öffnung in den Tischtennisball. **Abb. 3.5** stellt schematisch den Aufbau der Messzelle dar und in **Kap. 4.1.2** wird der genaue Aufbau der Messzelle beschrieben.



**Abb. 3.5:** Schematische Darstellung der Messzelle, bestehend aus einem Tischtennisball (B). In diesen ist die gerade Applikationskanüle (A) und der Detektor (C) eingebracht.

#### 3.3.1 Messprinzip

Mit Hilfe eines handelsüblichen Tischtennisballs wird das Wirkprinzip einer Ulbrichtkugel genutzt. Ulbrichtkugeln sind Hohlkugeln, deren Innenflächen über einen breiten spektralen Bereich hoch und ungerichtet reflektieren. Das Prinzip ist sowohl für elektromagnetische Strahlung als auch für akustische Druckwellen anwendbar. Ursprünglich wurde die Ulbrichtkugel für die optische Messtechnik entwickelt und wird u.a. für die Bestimmung des Gesamtlichtstroms oder der Lichtleistung von Raumstrahlern verwendet. Trifft elektromagnetische Strahlung auf die Innenfläche der Kugel, so wird diese vielfach reflektiert bis sie vollständig gleichmäßig in der Kugel verteilt ist. Nach dieser Integration der Strahlung wurden alle Einflüsse durch Einfallswinkel, Schattenbildung und anderer Eigenschaften gemittelt. Die durch diese Einflussgrößen normalerweise verursachten Messfehler werden unterbunden.

Das Prinzip der Vielfachreflektion an den Innenwänden des Tischtennisballs und folglich die gleichmäßige Verteilung der akustischen Druckwellen wurde für die Detektion der Schockwellen ausgenutzt. Die Schockwellen treten aus der Öffnung der Applikationskanüle kugelförmig aus. Der Detektor ist an einer definierten Position in die Hohlkugel eingebracht und es kann somit der Spitzenpegel  $\hat{L}_p$  (vgl. **Kap. 2.4.4**) messtechnisch erfasst werden.

### 3.3.2 Detektoren und deren Funktionsweisen

In den Grundlagen (vgl. **Kap. 2.4.4**) wurde beschrieben, welche Möglichkeiten vorhanden sind, um Schockwellen messtechnisch zu erfassen. Für die Detektion der Schockwellen wurden zwei verschiedene Verfahren (kapazitiv und piezoelektrisch) untersucht. Ansprechverhalten, Signalerfassung und Handhabung der verschiedenen Detektoren waren die ausschlaggebenden Kriterien. Es wurden verschiedene Elektret-Kondensatormikrofone und ein piezoelektrischer PVDF-Drucksensor verwendet.

Elektret-Kondensatormikrofone werden aufgrund einer guten Signalqualität, niedrigen Produktionskosten und extrem kompakter Bauweise, als Mikrofonkapsel in sehr vielen modernen Sprachkommunikationsmitteln eingesetzt. Elektret ist ein elektrisch isolierendes Material, das quasi-permanent gespeicherte elektrische Ladungen oder quasi-permanent ausgerichtete elektrische Dipole enthält. Dadurch wird ein quasi-permanentes elektrisches Feld in seiner Umgebung oder seinem Inneren erzeugt. Im Mikrofon ist auf eine, der elektrisch leitfähigen Membran gegenüberliegende, Metallplatte eine dünne Elektretfolie aufgebracht. Die vorherrschende dauerhafte elektrostatistische Polarisierung wird als Membranvaspannung genutzt. Technisch betrachtet entspricht diese Anordnung einem Plattenkondensator, der eine messbare elektrische Kapazität besitzt. Diese ist von der Plattenfläche und dem Abstand zwischen Membran und Kondensatorplatte abhängig. Es liegt ein Potentialgefälle zwischen Membran und der aus akustischen Gründen gelochten Metallplatte vor. Eintreffende Schockwellen bringen die Membran zum Schwingen, wodurch sich der Abstand und damit auch die Kapazität verändert. Die Kapazitätsschwankungen führen zu Spannungsschwankungen. Die Membranauslenkung und nicht die Membrangeschwindigkeit führt zum Signal, deswegen ist das Elektret-Kondensatormikrofon technisch betrachtet ein Elongationsempfänger. Zum Betreiben des Mikrofons reicht eine Spannung von 1,5 V zur alleinigen Versorgung des Impedanzwandlers aus. Der Impedanzwandler mit sehr hochohmigem Eingang ist in die Mikrofonkapsel integriert und passt die Impedanz (den Wechselstromwiderstand) des Signals an die des Mikrofons an. Dies wird mit einem Feldeffekttransistor (FET) realisiert, der einen Speisestrom von weniger als 1 mA benötigt. Dabei wird eine Leistungs- und keine Spannungsverstärkung vorgenommen. Das detektierte Signal wird somit originalgetreu verstärkt. In **Tab. 3.2** sind die verwendeten Elektret-Kondensatormikrofonkapseln mit einer Richtcharakteristik in Kugelform der Firma Ekulit Elektrotechnik (Ostfildern) aufgelistet.



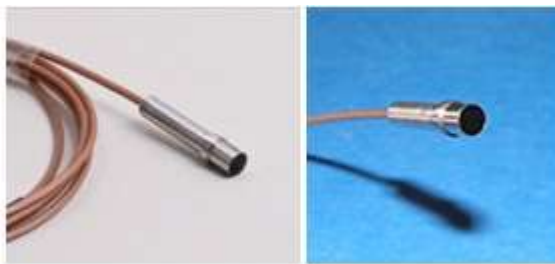
**Tab. 3.2:** Auflistung der getesteten Elektret-Kondensatormikrofonkapseln

Bezeichnung	Empfindlichkeit	Bereich	Betriebsspannung	Strom
EMY-62 M/P	- 38 ± 3 dB	30 – 16 kHz	1,5 – 10 V <sub>DC</sub>	0,5 mA
EMY-62 L3	- 64 ± 1 dB	50 – 12 kHz	1,5 – 10 V <sub>DC</sub>	0,5 mA
EMY-62 N4	- 64 ± 4 dB	20 – 18 kHz	1,5 – 10 V <sub>DC</sub>	0,5 mA
EM-060 A	- 60 ± 3 dB	20 – 20 kHz	4,5 – 10 V <sub>DC</sub>	0,5 mA

Ein piezoelektrischer PVDF-Drucksensor besteht aus dem so genannten Polyvinylidenfluorid (PVDF), einem opaken (lichtundurchlässigen), teilkristallinen, thermoplastischen Fluorkunststoff. Das Material zeigt nach entsprechender Polarisierung einen starken piezoelektrischen Effekt und wird daher u.a. in Mikrofonen und Hydrofonen eingesetzt. Bei einem piezoelektrischen PVDF-Drucksensor wird über eine Membran der von außen einwirkende Druck proportional in eine Kraft umgeformt. Aufgrund der Krafteinwirkung verschieben sich im Inneren des Kristalls die Polyvinylidenfluorid-Ionen. Es bildet sich an der Oberfläche eine elektrische Ladung proportional zur Kraft, piezoelektrischer Effekt genannt. Die Ladung wird durch einen Ladungsverstärker in eine proportionale elektrische Spannung umgeformt. Die unmittelbare Messung der Spannung ist nicht möglich, da die geringe erzeugte Ladung sehr gut isoliert sein muss und keine elektrische Kapazitätsänderung erfahren darf. Jeder beliebige Druck kann durch Ableitung der Ladung als Nullpunkt des Ladungsverstärkers eingestellt werden. Dadurch werden Druckänderungen direkt messbar. Der piezoelektrische PVDF-Drucksensor hat viele Vorteile: er weist eine sehr hohe Empfindlichkeit auf und kann ohne äußere Spannungsversorgung betrieben werden. Durch seinen mechanisch sehr starren Aufbau kommt es nur geringfügig zu Eigenschwingungen oder Nachschwingeffekten. Für die Detektion der Schockwelle wurde der miniaturisierter piezoelektrischer PVDF-Drucksensor M60-3L der Firma Dr. Müller Instruments (Oberursel) verwendet. Dieser Sensor ist laut Hersteller ideal für Messungen von Explosionswellen in Gasen oder Flüssigkeiten geeignet. In **Tab. 3.3** sind die Parameter des Sensors zusammen gefasst und in **Abb. 3.6** ist dieser dargestellt.

**Tab. 3.3:** Parameter des piezoelektrischen PVDF-Drucksensors

Parameter	Wert
Anstiegszeit	60 ns
Empfindlicher Durchmesser	3 mm
Empfindlichkeit	3 pC/bar
Anschluss	BNC-Stecker mit 2 m Kabel



**Abb. 3.6:** Der piezoelektrische PVDF-Drucksensor ist wasserdicht und kann für Messungen in Gasen oder Flüssigkeiten eingesetzt werden. Er wird direkt mit einer koaxialen Steckverbindung mit Bajonettverschluss, einem BNC-Steckverbinder, angeschlossen.

### 3.4 Vorversuche

Ziel des ersten Versuchsteils war es, die Handhabung der zwei verschiedenen Detektoren und deren Ansprechverhalten auf die Schockwelle zu charakterisieren.

#### 3.4.1 Laserpulsenergie

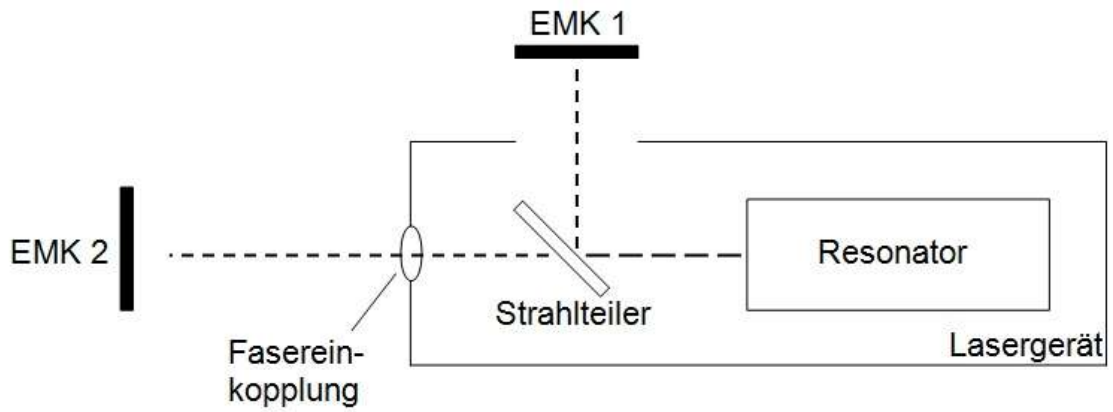
Das Lasergerät ist auf zwei voneinander unabhängige Laserpulsenergiebereiche, Low und High einstellbar, diese können am Gerät ausgewählt werden. Laut Europäischer Norm (EN) 60601-2-22 Absatz 50.2 darf die tatsächliche Laserpulsenergie nicht mehr als  $\pm 20\%$  vom eingestellten Wert abweichen. Somit ergibt sich ein relativ breiter Toleranzbereich für die in das Handstück zum Erzeugen der Schockwelle eingebrachte Laserpulsenergie. Das Lasergerät verfügt über keine interne Messung bzw. Anzeige der Laserpulsenergie für jeden einzeln abgegebenen Laserpuls. Aus diesem Grund wurde in den Strahlengang ein Strahlteiler eingebracht, um die Laserpulsenergie auch während der Versuche mit dem Handstück zu messen.

Es wurden drei unabhängige Messreihen mit unterschiedlichen Laserpulsenergien jeweils für beide anwählbare Bereiche, Low und High, durchgeführt. Dabei wurde jeweils die Laserpulsenergie vor und nach dem Strahlteiler detektiert, der Aufbau ist in **Abb. 3.7** schematisch dargestellt. Für jede der sechs sich daraus ergebenden Laserpulsenergien (Messbereich) wurden 20 Einzelmessungen durchgeführt und der Mittelwert für die jeweilige Laserpulsenergie gebildet. Anschließend wurde innerhalb des Messbereichs das Verhältnis der Anteile beider Laserpulsenergien vor und nach dem Strahlteiler ausgerechnet und über den Messbereich verglichen.

Für alle Messreihen wurde der Laserenergiemesskopf 1 (EMK 1) in der Position nicht verändert und der Strahlteiler im Laserstrahlengang belassen. Somit konnte für jeden ausgelösten Laserpuls mit Hilfe des Verhältnisses  $V$  zwischen EMK 2 und EMK 1 die genau abgegebene Laserpulsenergie bestimmt werden.

$$V = \frac{E_p(\text{EMK 2})}{E_p(\text{EMK 1})}$$

Für die Beurteilung der Ergebnisse bei den weiteren Vorversuchen war es elementar wichtig den Wert der jeweils abgegebenen Laserpulsenergie zu kennen. Nur somit konnte genau bestimmt werden, wie sich die unterschiedlichen Detektoren in Bezug auf die Schockwelle verhalten.



**Abb. 3.7:** Schematischer Messaufbau am Lasergehärt für die Ermittlung der Einzelpulsenergie. Der Laserstrahl tritt aus dem Resonator aus, wird teilweise am Strahlteiler nach oben reflektiert und dort vom Laserpulsenergiemesskopf 1 (EMK 1) detektiert. Der transmittierte Laserstrahlanteil wird in die Faser eingekoppelt und an einem zweiten baugleichen Laserpulsenergiemesskopf 2 (EMK2) detektiert.

### 3.4.2 Drucksensor

Prinzipiell ist der piezoelektrische PVDF-Drucksensor für Messung in Gasen und im Wasser geeignet (vgl. **Kap 3.3.2**). In beiden Medien wurde die Reproduzierbarkeit des Signals, Ansprechzeit des Sensors getestet und die Drift des Messergebnisses bei verschiedenen Positionen der Applikationskanülenöffnung untersucht. Bezogen auf die Detektorfläche wurden als Parameter die Positionierung zum Zentrum, der Abstand zur Applikationskanüle, sowie die Ausrichtung der Applikationskanülenöffnung gewählt. Zusätzlich wurden jeweils die Messreihen für unterschiedliche Energieniveaus durchgeführt, um die Linearität des Detektors beurteilen zu können. Die Positionierung der Applikationskanüle zur Detektoroberfläche ist in **Abb. 3.8** dargestellt.

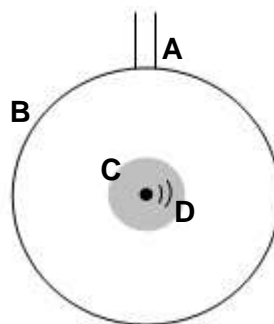


**Abb. 3.8:** Messaufbau des PVDF Drucksensors in einem mit Wasser gefüllten Gefäß. Die Applikationskanüle des Laserhandstückes hat einen Abstand zum PVDF Drucksensor von 0,5 mm. Die seitliche Ansicht verdeutlicht den Abstand zur Detektoroberfläche (linke Abbildung) und die Vorderansicht verdeutlicht die Position zum Zentrum der Detektoroberfläche (rechte Abbildung).

### 3.4.3 Mikrofonkapsel

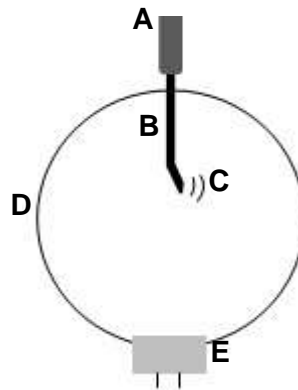
Wie in **Kap. 3.3.2** beschrieben und in **Tab. 3.2** dargestellt wurden verschiedene Mikrofonkapsel untersucht. Für deren Evaluation wurden mit Hilfe des Oszilloskops zuerst das Verhalten der einzelnen Baureihen, in Bezug auf die Reproduzierbarkeit des Signals und das Ansprechverhalten der Mikrofonkapsel getestet. Vergleichbar mit dem Drucksensor wurde das Driftverhalten der Messergebnisse für verschiedene Positionen der Applikationskanülenöffnung untersucht. Bezüglich der Membranoberfläche wurden als Parameter die Positionierung zum Zentrum, der Abstand zur Applikationskanüle, sowie die Ausrichtung der Applikationskanülenöffnung gewählt. Für diese Vorversuche mit den vier unterschiedlichen Mikrofonkapsel wurde ein zum PVDF-Drucksensor vergleichbarer Aufbau an Luft benutzt.

Mit Hilfe von Heißkleber der Firma Parkside, einem Zulieferer der Lidl Dienstleistung GmbH & Co. KG (Neckarsulm), wurde die Mikrofonkapsel in die Messzelle eingeklebt (vgl. **Kap. 3.3**). Bei der technischen Umsetzung für die Einbauposition der Mikrofonkapsel bezüglich der Einbauposition für beide Applikationskanülenvarianten (Laser Photolysis und Kapselsackpolitur) wurde auf einen einfachen Einbau in einem Gehäuse geachtet. Durch die Größe des Tischtennisballs und der gegenüberliegenden Position von Applikationskanüle und Mikrofonkapsel war die Öffnung der Applikationskanüle nicht mehr direkt vor der Detektoroberfläche positioniert, sondern hatte einen gewissen Abstand (vgl. **Abb. 3.4**). Es galt zu überprüfen, ob die Ausrichtung der Öffnung der Applikationskanüle in Bezug auf die Membranoberfläche der Mikrofonkapsel einen Einfluss auf das Messergebnis hat. Es wurden vier Positionen für eine volle Drehung der Applikationskanüle bezüglich der Mikrofonkapsel untersucht. **Abb. 3.9** zeigt die **Abb. 3.4** in der Draufsicht vom Handstück aus.



**Abb. 3.9:** Schematische Darstellung der Messzelle in der Draufsicht vom Handstück aus. Der Tischtennisball (B) ist nur durch die Außenhülle dargestellt. Die Applikationskanülenöffnung (schwarzer Punkt), erkennbar an den Schockwellen (D), ist im Winkel von 90° zu den Anschlüssen (A) der Mikrofonkapsel (C) gedreht.

Im letzten Schritt wurde der Einfluss durch die Einschubtiefe der Applikationskanüle in den Tischtennisball untersucht. Der Abstand vom Ende des Handstückes und der Oberfläche des Tischtennisballs wurde verändert (vgl. **Abb. 3.10**).



**Abb. 3.10:** Untersuchung des Einflusses der Einschubtiefe der gebogenen Applikationskanüle (B) in die Messzelle. Mit Hilfe des Abstands zwischen der Oberfläche des Tischtennisballs (D) und dem Ende des Handstückes (A) wird dieser ermittelt. Die Schockwellen (C) erzeugen an der Mikrofonkapsel (E) ein Signal.

### 3.5 Platinenentwicklung

Um das Ergebnis der Messung durch den Detektor in einer einfachen Logik darzustellen, musste eine Weiterverarbeitung des erzeugten Spannungssignals erfolgen. Es wurde eine Schaltung entwickelt und diese anschließend auf eine Platine übertragen.

#### 3.5.1 Hauptbauteile und deren Funktionsweisen

Neben einfachen Dioden, Kondensatoren, Stiftleisten, Transistoren, Widerständen, regelbaren Widerständen und einem linearen Festspannungsregler wurde ein Dual Komparator und ein Dual D-Typ Flipflop verwendet. In den folgenden Unterpunkten werden die drei komplexeren Hauptbauteile kurz in ihrer prinzipiellen Funktionsweise erläutert.

##### Lineare Festspannungsregler

Es wurde ein positiver linearer Festspannungsregler, Typ  $\mu A78L05$  der Firma Texas Instruments Inc. (Dallas, USA) verwendet. Bei diesem Bauteil handelt es sich um einen linearen Längsregler, d.h. es liegt ein Längstransistor in Reihe mit dem Verbraucher. Diese Art von Spannungsreglern nimmt etwas mehr als den Laststrom auf und hat einen Ausgangsstromwert von 100 mA. Der lineare Festspannungsregler besitzt eine bauteilbedingte festgelegte Ausgangsspannung  $U_a$  von 5 V und benötigt eine Mindest-Spannungsdifferenz gegenüber  $U_a$  von + 2 V. Die Eingangsspannung  $U_e$  muss mindestens 7 V betragen, um die festgelegte Ausgangsspannung zu gewährleisten. In **Abb. 3.11** ist der lineare Festspannungsregler dargestellt.



**Abb. 3.11:** Abbildung eines linearen Festspannungsreglers im Plastikgehäuse mit drei Anschlüssen (Gehäusetyp TO-92). [Far10]

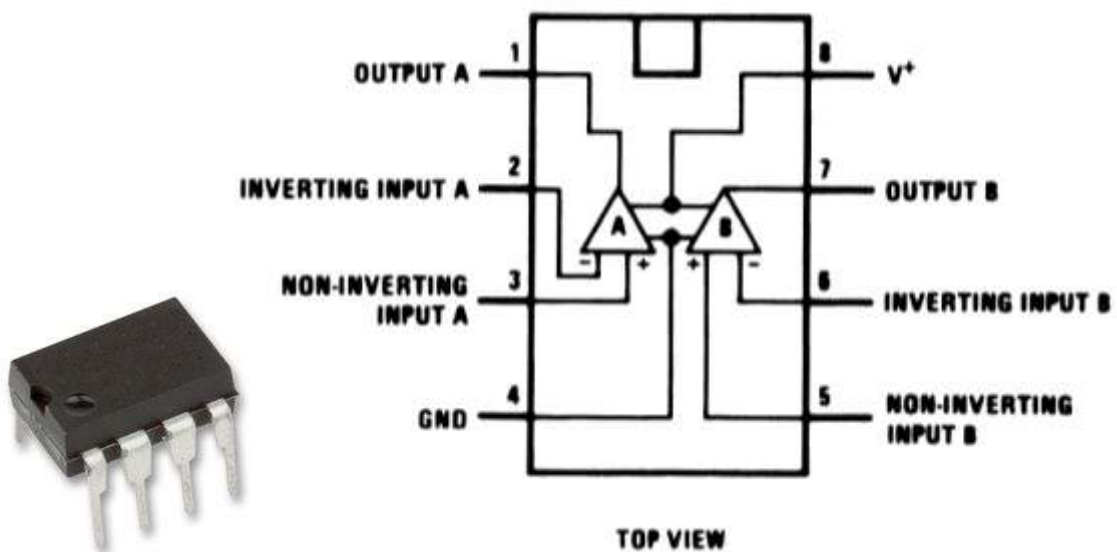


## Dual Komparator

Ein Komparator ist eine elektronische Schaltung, die zwei Spannungen vergleicht (engl.: to compare). Bei einem dualen Komparator arbeiten zwei elektronische Schaltungen unabhängig voneinander und besitzen eine gemeinsame Spannungsversorgung.

Am Ausgang (output) des jeweiligen Komparators (A oder B) steht ein Signal zur Verfügung, welches das Potential der Versorgungsspannung  $V^+$  hat. Wenn die Spannung am positiven, nicht-invertierenden Eingang höher ist, als die Spannung am negativen, invertierenden Eingang, so nähert sich die Ausgangsspannung der positiven Versorgungsspannung. Bei umgekehrten Verhältnissen geht die Ausgangsspannung gegen die negative Versorgungsspannung.

Es wurde ein dualer Spannungskomparator, Typ LM2903N der Firma National Semiconductor Corp. (Santa Clara, USA) verwendet. Dieser Dual Komparator benötigt eine Stromversorgung von 1 mA und eine Spannungsversorgung von mindestens 2 V und maximal 36 V. In **Abb. 3.12** ist der Dual Komparator sowie dessen Anschlussbelegung dargestellt.






**Abb. 3.12:** Darstellung des Dual Komparators (links) [Far10] und dessen Anschlussbelegung in Draufsicht [Nat02].

## Dual D-Typ Flipflop


Ein Flipflop, auch bistabile Kippstufe genannt, ist eine elektronische Schaltung, die zwei stabile Zustände (z.B. eins oder null) einnimmt und diese speichern kann. Der stabile Zustand ist an einem Ausgang messbar, durch Signale am Eingang kann der stabile Zustand „gesetzt“ oder „zurückgesetzt“ werden. Dabei können Ausgangssignale direkt auf die Eingänge zurückgeführt werden. Bei einem dualen D-Typ Flipflop (D-FF) arbeiten zwei elektronische Schaltungen unabhängig voneinander und besitzen eine gemeinsame Spannungsversorgung. Ein D-FF besitzt vier Eingänge, dabei bestimmt der Set-Eingang (S) das Grundpotential des Ausgangs (Q). Der Daten-Eingang (D) legt das Potential für Q nach dem Schaltvorgang fest. Den dritten Spannungseingang „clock“ (CLK) beschaltet man mit einem externen Spannungssignal, welches die Funktion des Flipflops auslöst. Der Reset-Eingang (R) setzt den stabilen Zustand am Ausgang zurück. Zusätzlich ist noch ein zu Q invertierter Ausgang ( $\bar{Q}$ ) vorhanden, der für bestimmte Auswert- oder Anzeigefunktionen benutzt werden kann. Diese Art von Flipflops nennt man taktflankengesteuerte D-FFs.

Es wurde ein Dual D-FF Typ CD4013BCN der Firma Fairchild Semiconductor Corp. (San Jose, USA) verwendet. Dieser elektronische Baustein hat 14 Anschlüsse, zwei für die Spannungsversorgung und jeweils sieben für den D-FF. Dieses Bauelement enthält zwei getrennte D-FFs, dabei kann jedes Flipflop unabhängig verwendet werden. Das Bauelement benötigt eine minimale Versorgungsspannung von 3 V und die Taktfrequenz beträgt 4 MHz. Es gibt zwei Betriebsarten, direkt und getaktet. In **Tab. 3.4** ist die Logik-Tabelle des Dual D-FF dargestellt.

**Tab. 3.4:** Logik-Tabelle des Dual D-Typ Flipflops CD4013BCN

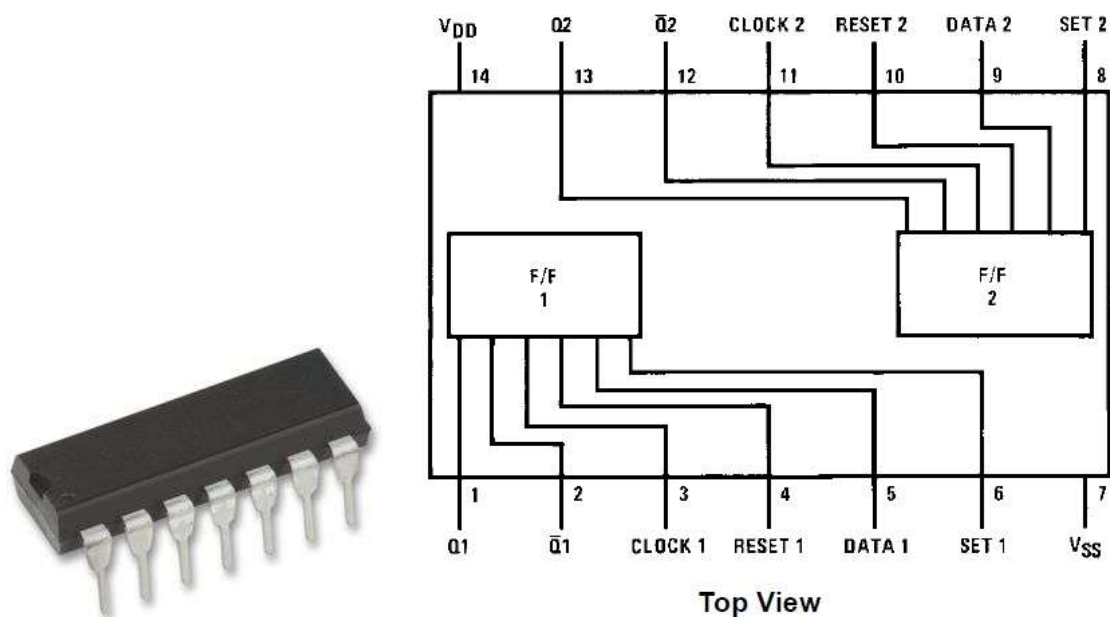
Betriebsart	Eingänge				Ausgänge	
	Clock	Data	Reset	Set	Q	$\bar{Q}$
getaktet		L	L	L	L	H
		H	L	L	H	L
		x <sup>1)</sup>	L	L	keine Änderung	
direkt	x	x	H	L	L	H
	x	x	L	H	H	L
	x	x	H	H	H	H

<sup>1)</sup> x bedeutet das Potential des Eingangs hat keinen Einfluss auf den Schaltvorgang.

In der getakteten Betriebsart müssen die direkten Set- und Reset-Eingänge an Masse, also auf L (LOW) liegen. Das Potential auf dem Data-Eingang entscheidet, wohin das Flipflop kippen wird. Der tatsächliche Schaltvorgang läuft jedoch erst ab, wenn die positive Flanke  (LH-Übergang) des Taktes am Clock-Eingang auftritt. Wenn Data positiv, also H (HIGH) ist, macht das Takten den Q-Ausgang H und bringt  $\bar{Q}$  auf L. Wenn Data an Masse liegt, macht das Takten den Q-Ausgang L und bringt  $\bar{Q}$  auf H.

In der direkten Betriebsart sind nur die beiden direkten Eingänge Set und Reset für das Schaltverhalten der beiden Ausgänge relevant. Ein positiver Set-Eingang bringt Q auf H und  $\bar{Q}$  auf L. Ein positives Signal am Reset-Eingang bringt Q auf L und  $\bar{Q}$  auf H. Sollten sowohl der Set- wie auch der Reset-Eingang gleichzeitig positiv sein, schalten beide Ausgänge auf H. Dieser Zustand ist unerlaubt, somit bestimmt der letzte direkte Eingang, der auf H schaltet, den endgültigen Zustand der beiden Ausgänge.

Die direkten Eingangssignale überlagern die getakteten Eingänge. In **Abb. 3.13** ist der Dual D-FF sowie dessen Anschlussbelegung dargestellt.



**Abb. 3.13:** Darstellung des Dual D-FF (links) [Far10] und dessen Anschlussbelegung in Draufsicht [Fai02].

### 3.5.2 Funktionstest

Die endgültige Schaltung für das Messsystem wurde schrittweise entwickelt. Dabei galt es zuerst einzelne Bauteile und verschiedene Schaltkreise zu testen. Die dafür benötigten Hilfsmittel werden kurz beschrieben bzw. genannt.

#### Testboard

Für Funktionstests einzelner Schaltungsabschnitte wurde das Testboard WBU-506 der Firma Wisner Enterprise Co., LTD (Taipei, Taiwan) genutzt. Dieses Testboard hat drei voneinander getrennte Signaleingänge und einen Masseanschluss. Auf dem Testboard sind 2740 Löcher mit einem Durchmesser von 0,8 mm und einem Rasterabstand von 2,54 mm vorhanden. Das Lochraster ist an der Unterseite linienweise verlötet, dabei bilden immer vier Reihen einen Sektor. Die Sektoren führen an den vier externen Testboardanschlüssen zusammen. Bedrahtete elektronische Bauteile wurden beliebig auf dieses Testboard gesteckt. Somit konnten Schaltungen einfach und schnell getestet werden, ohne dass die Bauteile verlötet werden mussten. In **Abb. 3.14** ist das Testboard abgebildet.



**Abb. 3.14:** Das Testboard WBU-506 wurde für die Schaltungsentwicklung verwendet. [Far10]

#### Weitere Hilfsmittel

- Labornetzteil EP-925 der Firma Manson Engineering Industrial Ltd (Hong Kong)
- Digital-Speicher-Oszilloskop UT 2042 C der Firma UNI-Trend (Hong Kong)
- Frequenzgenerator HM 8030-5 der Firma HAMEG Instruments GmbH (Mainhausen)
- Piezo-Hochtonhorn TE-300 von Conrad Electronic SE (Hirschau)
- Digitalmultimeter UT 61A der Firma UNI-Trend

### 3.5.3 Platinendesign

Für die Entwicklung der Platine wurde das grafische Programm verwendet. Der Name EAGLE ist ein Akronym und steht für Einfach Anzuwendender Grafischer Layout Editor und wurde von der Firma CadSoft Computer GmbH (Pleiskirchen) entwickelt. Die beiden verwendeten Unterprogramme (Schaltplan- und Layout-Editor) besitzen eine einheitliche Benutzeroberfläche und somit war es nicht notwendig Netzlisten zwischen Schaltplan und Layout zu konvertieren. Es wurde mit der Version 5.6.0 gearbeitet.

#### Schaltplan-Editor

Die entwickelte Schaltung auf dem Testboard wurde mit Hilfe des Schaltplan-Editors erfasst. Das Programm hat eine Datenbank für verschiedene Bauteilgruppen hinterlegt, somit ist es möglich, die verwendeten Bauteile direkt in den Schaltplan mit einzubinden. Die Bauteile werden dann miteinander über Leiterbahnen verbunden. Das Programm besitzt eine Korrekturfunktion, damit kann überprüft werden, ob der Schaltplan fehlerbehaftet ist. Die Schaltpläne werden im Dateiformat .sch gespeichert und können nur mit dem EAGLE der benutzten oder jüngeren Version geöffnet werden.

#### Layout-Editor

Aus der .sch Datei kann mit einem Befehl aus dem Schaltplan eine Platine erzeugt werden. Der Layout-Editor hat eine maximale Zeichenfläche von 1,6 x 1,6 m mit einer Auflösung von 0,1  $\mu\text{m}$  und kann bis zu 16 Signallagen bearbeiten. Die Bauteile und Leiterbahnen müssen einzeln auf der ausgewählten Platinenfläche positioniert werden. Mit Hilfe von Durchkontaktierungen kann zwischen Ober- und Unterseite der Platine gewechselt werden. Die Erzeugung indirekter Kreuzungen dient dem Verbinden der Bauteile auf kürzestem Weg. Die Datei des Layout-Editors wird im Dateiformat .brd gespeichert, welches für board (dt. Platine) steht. Diese Dateien können ebenfalls nur mit der benutzten oder jüngeren Versionen des EAGLE geöffnet werden.

### 3.6 Messsystem

Die entwickelte Platine, die Messzelle und zusätzliche Funktionsbauteile bilden das Messsystem. Das komplette Messsystem musste in einem Gehäuse verbaut werden. Dabei wurden die Anforderungen (vgl. **Kap. 3.2**) für ein kleines, leichtes, handliches Gehäuse genau beachtet. Da keine speziellen Materialanforderungen für den Einsatz im Operationsraum oder ein spezielles Design nötig waren, wurde ein handelsübliches Kunststoffgehäuse benutzt (vgl. **Kap 4.3.1**). Für das Einbringen der zusätzlichen Funktionsbauteile mussten in das Gehäuse nachträglich Aussparungen gefräst werden. Die Messzelle musste so in das Messsystem eingebracht werden, dass es zu keiner Berührung mit dem Tischtennisball kommt, um die Messungen nicht zu beeinflussen. Zur Lösung der Aufgaben wurden mit Hilfe von SolidWorks einzelne 2D-Zeichnungen angefertigt. Im Anschluss wurden die Funktionsbauteile und die entwickelte Platine in das Gehäuse eingebracht und elektrisch miteinander verbunden. Dafür musste mit dem Layout-Editor ein Verdrahtungsplan erstellt werden.

SolidWorks ist ein 3D-CAD-Programm des US-amerikanischen Softwareunternehmens Dassault Systèmes SolidWorks Corp. (Concord, USA). SolidWorks ist eine weit feature-gestützte CAD-Software (CAD ist englisch computer-aided design und bedeutet zu Deutsch: rechnergestützte Konstruktion) bei der parametrische Teile erzeugt werden. Mit Hilfe von SolidWorks lassen sich auch reine 2D-Zeichnungen erstellen. Es wurde mit SolidWorks Professional Version 4.5 gearbeitet, um die notwendigen Zeichnungen zu erstellen.

## 4 Ergebnisse

In Kapitel 3 wurden unter anderem der Versuchsaufbau mit den einzelnen Komponenten sowie die Vorversuche beschrieben. Die folgenden Abschnitte werden die Vorversuche ausgewertet, die Funktionsweise der entwickelten Platine beschrieben und das komplette Messsystem einschließlich der Inbetriebnahme vorgestellt.

### 4.1 Vorversuche

#### 4.1.1 Laserpulsenergie

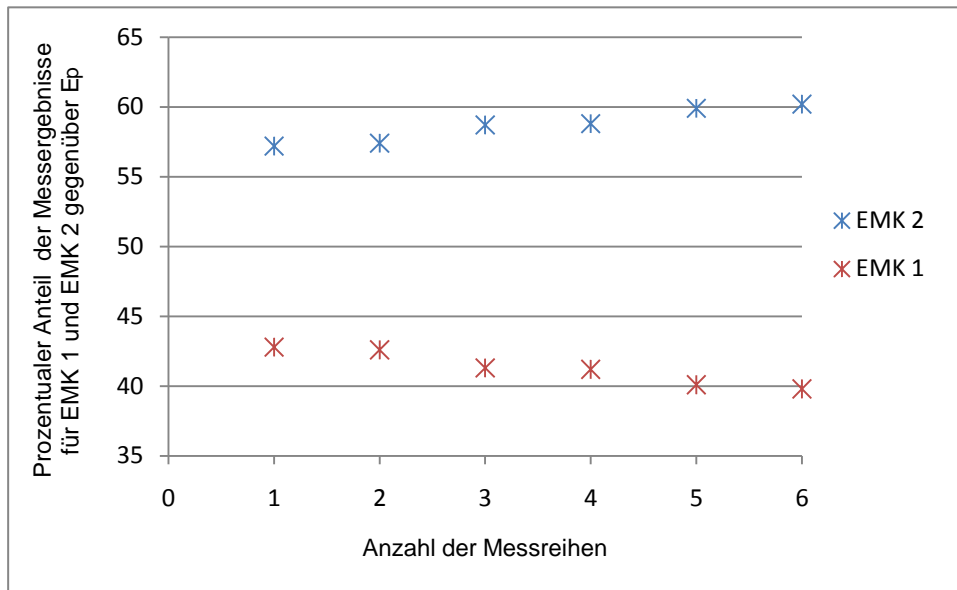
Es wurde der vollständige durch das verwendete Lasergerät verfügbare Bereich der Laserpulsenergie  $E_p$  von 2 bis 15 mJ ausgenutzt. Aufgrund des verwendeten Strahlteilers wurde ein gewisser Anteil der Laserpulsenergie nicht in die Faser eingekoppelt, sondern am Strahlteiler an den EMK 1 umgelenkt (vgl. **Abb. 3.7**). In **Tab. 4.1** sind die Mittelwerte der gemessenen Laserpulsenergie inkl. der Standardabweichung  $\sigma$  an dem EMK 1 und EMK 2 zusammengefasst.

**Tab. 4.1:** Auswertung des ersten Vorversuchs. Mittelwerte der gemessenen Laserpulsenergie  $E_p$  [mJ] inklusive der prozentualen Standardabweichung  $\sigma$  [%] der beiden EMK 1 und 2.

Anzahl der Messreihen		EMK 2		EMK 1	
		$E_p$ [mJ]	$\sigma$ [%]	$E_p$ [mJ]	$\sigma$ [%]
1	Low 1	2,6	3,6	2,0	3,7
	High 2	3,7	3,6	2,8	2,4
2	Low 3	5,0	1,5	3,5	2,4
	High 4	5,9	2,5	4,2	2,0
3	Low 5	7,2	2,2	4,9	1,6
	High 6	8,9	3,7	5,9	2,0

Aufgrund von Verlusten der Laserpulsenergie am Strahlteiler konnten am Faserende nur eine Laserpulsenergie von maximal 8,9 mJ erreicht werden. Dabei liegt die Standardabweichung der Messergebnisse zwischen 1,5 und 3,7 %, was deutlich unter der zugelassenen Toleranz von  $\pm 20$  % ist.

Der prozentuale Anteil der Messergebnisse für den EMK 1 und EMK 2 gegenüber der vom Resonator abgegebenen Laserpulsenergie, jeweils für die sechs Messreihen, ist in **Abb. 4.1** dargestellt.



**Abb. 4.1:** Darstellung des prozentualen Anteils der Messergebnisse für EMK 1 und EMK 2. Der prozentuale Anteil ist der vom Resonator abgegebenen Laserpulsenergie jeweils für die sechs Messreihen gegenüber aufgetragen.

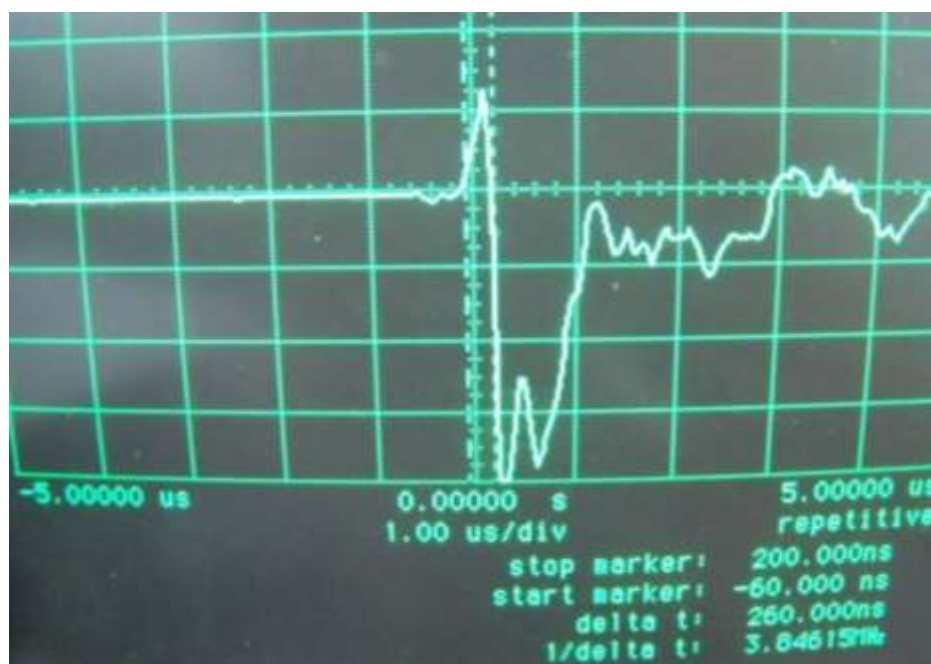
Zwischen den drei unabhängigen Messreihen für beide anwählbare Bereiche, Low und High ist ein deutlicher Zusammenhang zu erkennen. Die beiden Bereiche wurden jeweils separat voneinander abgeglichen, beeinflussen sich allerdings gegenseitig. Denn die prozentualen Anteile für EMK 1 und EMK 2 liegen paarweise (Low und High) bei steigender Laserpulsenergie sehr eng beieinander. Mit zunehmender, vom Resonator abgegebener Laserpulsenergie, nimmt der prozentuale Anteil der detektierten Laserpulsenergie für den EMK 2 (am Ende der Faser) zu. Da kein lineares Verhalten für die Verteilung der prozentualen Anteile vorlag, wurden die letzten fünf bestimmten Laserpulsenergien bei allen weiteren Vorversuchen verwendet. Bei der geringsten Laserpulsenergie lassen sich keine messbaren Schockwellen erzeugen.



#### 4.1.2 Drucksensor

Die im Handstück erzeugten und durch die Applikationskanülenöffnung austretenden Schockwellen (vgl. **Kap. 3.1.3**) werden vom Wasser übertragen und vom PVDF Drucksensor detektiert. Der Sensor wurde am Oszilloskop angeschlossen und die ausgegebene Spannung entspricht dem an der Detektoroberfläche ankommenden Signal.

Der sogenannte Amplitudenverlauf der Spannung, siehe **Abb. 4.2**, zeigt einen einzelnen 260 ns langen Impuls und einen anschließenden entgegengesetzten, größeren Impuls. Für die Auswertung des Signals ist immer nur der erste Teil, bevor das Signal die Nulllinie erreicht, aussagekräftig. Alle nachfolgenden Signale entstehen durch die Reflektion der Schockwellen und dem Ausschwingen des Kristalls.



**Abb. 4.2:** Darstellung des Bildschirms des Oszilloskops. Der für die Auswertung positive erste Signalteil ist 260 ns (siehe delta t: 260,000 ns) lang. Die Einteilung der Ordinate beträgt 100 mV pro Kästchen.

Die Laserpulsenergie wurde am EMK 1 (vgl. **Kap. 4.1.1**) bei jeder Detektion der Schockwellen gemessen. Bei gleicher Positionierung (Applikationskanüle und Drucksensor) und unterschiedlicher Laserpulsenergie konnten reproduzierbare Messergebnisse am Drucksensor erzielt werden. Zusätzlich wurde das Driftverhalten des Signals am Oszilloskop für folgende Parameter untersucht: Abstand der Applikationskanüle und radialer Abstand der Applikationskanüle zur Mitte (vgl. **Abb. 3.7**) sowie die Ausrichtung der Applikationskanülenöffnung (vgl. **Kap. 3.4.2**) jeweils in Bezug auf die Detektorfläche des Drucksensors. Für die jeweiligen Laserpulsenergien stellte sich ein sehr starkes Driftverhalten des ausgewerteten Signals für alle drei Parameter bezüglich

der Positionierung heraus. Daraus ergaben sich für reproduzierbare Messergebnisse sehr enge Toleranzvorgaben für die Positionierung der Applikationskanüle in Bezug auf die Detektorfläche (vgl. **Tab. 4.2**), welche für die Realisierung eines einfachen Messsystem nicht geeignet waren.

**Tab. 4.2:** Positionierung der Applikationskanüle in Bezug auf die Detektorfläche des PVDF Drucksensors. Innerhalb der jeweiligen Toleranzvorgaben können reproduzierbare Messergebnisse erreicht werden.

Position	Toleranz
Abstand zur Detektorfläche	$\pm 0,5 \text{ mm}$
radialer Abstand zur Mitte der Detektorfläche	$\pm 0,5 \text{ mm}$
Ausrichtung der Applikationskanülenöffnung	$\pm 10^\circ$

Laut Hersteller sollte sich der PVDF Drucksensor M60-3L auch für Messungen im Medium Luft (vgl. **Kap. 3.3.2**) eignen. Das Umgebungsmedium Luft hätte im Gegensatz zu Wasser den Vorteil eines einfacheren Aufbaus der Messzelle gehabt. Deswegen wurden die kompletten Messreihen ebenfalls im Medium Luft durchgeführt. Dabei konnten keine reproduzierbaren Messergebnisse erzielt werden. Diese Art des Messprinzips konnte nicht für die Anwendung im Messsystem verwendet werden.

Aufgrund der sehr engen Toleranzvorgaben für die Positionierung der Applikationskanüle in Bezug auf die Detektorfläche, der ausschließlichen Anwendung im Medium Wasser und dem hohen Kaufpreis des PVDF-Drucksensors wurde entschieden diesen Detektor nicht weiter in die Entwicklung des Messsystems mit einzubeziehen.

### 4.1.3 Mikrofonkapsel

Im ersten Schritt wurden vier unterschiedliche Mikrofonkapsel jeweils nach dem gleichen Messverfahren im Medium Luft getestet (vgl. **Kap. 3.4.3**), um eine für das Messsystem geeignete Mikrofonkapsel zu ermitteln. Für jede Detektion der Schockwellen der verschiedenen Messreihen wurde die Laserpulsenergie am EMK 1 (vgl. **Kap. 4.1.1**) gemessen. Aufgrund der Messergebnisse konnten drei Mikrofonkapsel nicht für den Einsatz im Messsystem verwendet werden.

Die unterschiedlichen Mikrofonkapsel wurden am Oszilloskop angeschlossen und die ausgegebene Spannung entspricht dem an der Detektoroberfläche ankommenden Signal. Im ersten Test wurden die Reproduzierbarkeit des Signals und das Ansprechverhalten (vgl. **Kap. 3.4.3**) untersucht. Das von der Mikrofonkapsel EMY-62 N4 und EMY-62 M/P jeweils ausgegebene Spannungssignal war für drei unterschiedliche Laserpulsenergien jeweils über mehrere Messreihen nicht ausreichend genau reproduzierbar. Die Signalbreite (Dauer des Signals) und Signalthöhe (Stärke des Signals) haben sehr stark geschwankt, aufgrund des unrhythmischen Verhaltens wurden beide Mikrofonkapsel nicht weiter getestet.

Bei gleicher Positionierung zwischen Applikationskanüle und Mikrofonkapsel für unterschiedliche Laserpulsenergien konnten reproduzierbare Messergebnisse an beiden Mikrofonkapseln (EMY-62 L3 und EM-060 A) erzielt werden. Bei unterschiedlichen Positionen zwischen Applikationskanüle und Mikrofonkapsel, stellte sich für beide Mikrofonkapsel ein Driftverhalten des ausgewerteten Signals für alle drei Parameter (vgl. **Kap. 3.4.3**) bezüglich der Positionierung heraus. Dabei war die Drift der Ergebnisse für die Mikrofonkapsel EM-060 A gegenüber der anderen Mikrofonkapsel größer. Für reproduzierbare Messergebnisse waren die ermittelten Toleranzvorgaben für die Positionierung der Applikationskanüle in Bezug auf die Detektorfläche (vgl. **Tab. 4.3**) großzügiger als beim PVDF-Drucksensor. Aber auch diese eigneten sich nicht für die Realisierung eines kleinen, einfachen Messsystem. Demzufolge wurde nach einer Lösung gesucht (vgl. **Kap. 4.1.4**), um dennoch eine Mikrofonkapsel als Detektor für die Auswertung der Schockwellen nutzen zu können.

**Tab. 4.3:** Positionierung der Applikationskanüle in Bezug auf die Detektorfläche der jeweiligen Mikrofonkapsel (EMY-62 L3 bzw. EM-060 A). Innerhalb der jeweiligen Toleranzvorgaben können reproduzierbare Messergebnisse erreicht werden.

Position	Toleranz	
	EMY-62 L3	EM-060 A
Abstand zur Detektorfläche	$\pm 4,0 \text{ mm}$	$\pm 2,5 \text{ mm}$
radialer Abstand zur Mitte der Detektorfläche	$\pm 2,5 \text{ mm}$	$\pm 1,0 \text{ mm}$
Ausrichtung der Applikationskanülenöffnung	$\pm 40^\circ$	$\pm 20^\circ$

Die Ergebnisse der bisherigen Vorversuche hatten gezeigt, dass die Positionierung der Applikationskanüle zur Detektoroberfläche der Mikrofonkapsel einen gewissen Einfluss hat. Daraus ergaben sich enge Toleranzen für die Positionierung, diese sollten mit Hilfe einer Messzelle in Form einer Ulbrichtkugel (vgl. **Kap. 3.3.1**) wegfallen. Für jede Messung wurde die Laserpulsenergie am EMK 1 bei jeder Detektion der Schockwellen gemessen. Mit Hilfe des Verhältnisses  $V$  (vgl. **Kap. 3.4.1**) wurde die theoretische Laserpulsenergie  $E_{P \text{ theo}}$  am Faserausgang, welche im Handstück für die Entstehung der Schockwelle verantwortlich ist, berechnet.

$$E_{P \text{ theo}} = V \cdot E_P (\text{EMK 1})$$

Es wurde der Signalspannungswert  $U$  für die jeweilige Schockwelle am Oszilloskop abgelesen. Für jede Messung wurde als Vergleichswert der Quotient  $Q$  aus dem Signalspannungswert und theoretischen Laserpulsenergie gebildet.

$$Q = \frac{U}{E_{P \text{ theo}}}$$

Man erhält mit  $Q$  ein bezüglich der theoretischen Laserpulsenergie normiertes Signal. Somit lassen sich alle Ergebnisse der durchgeführten Messreihen schnell und einfach mit einander vergleichen. Für diese Auswertung über  $Q$  hätte man auch direkt den Messwert der Laserpulsenergie von EMK 1 verwenden können. Denn die theoretische Laserpulsenergie wird direkt mit diesem Messwert über einen festen Verhältniswert  $V$  berechnet und somit ändert sich am Ergebnis von  $Q$  nichts. Für spätere Untersuchungen lässt sich somit ohne erneute Berechnung vergleichen, welche Spannung das Signal bei der jeweiligen eingestellten Laserpulsenergie hatte.

Für beide Handstückvarianten wurden jeweils drei Handstücke mit der Mikrofonkapsel EMY-62 L3 untersucht. Bei jedem Handstück wurden sieben Einzelmessung für jede der vier Winkeleinstellungen (vgl. **Abb. 3.9**), jeweils für vier unterschiedliche Laserpulsenergien und für fünf verschiedene Abstände (vgl. **Abb. 3.10**) durchgeführt. Somit

wurde die Winkelabhängigkeit und Einschubtiefe der Applikationskanülenöffnung in die Messzelle untersucht. **Tab. 4.4** und **Tab. 4.5** stellen exemplarisch zwei Beispiele dar und zeigen wie eng die Ergebnisse für beide Parameter (Winkel, Einschubtiefe) sind. Für alle Messreihen einer Handstückvariante haben die Mittelwerte (jeweils sieben Einzelmessung) des Vergleichswerts Q für alle Winkeleinstellungen und Einschubtiefen für die oberen drei Laserpulsenergien eine Differenz (Maximal- und Minimalwert) von 0,01. Die Mittelwerte von Q für die unterste theoretische Laserpulsenergie liegen um 0,03 unter den anderen Mittelwerten, verhalten sich allerdings identisch bei allen Messreihen für eine Handstückvariante.

Mit der Mikrofonkapsel EM-060 A wurde für ein Laser Photolysis Handstück eine Messreihe für einen Abstand, vier Winkeleinstellungen und vier verschiedene Laserpulsenergien durchgeführt. Die Quotienten der einzelnen Messungen lagen sehr weit auseinander. Die Mittelwerte von Q sind in **Tab. 4.6** exemplarisch als Gegenbeispiel aufgeführt. Mit diesem Gegenbeispiel soll verdeutlicht werden, wie konstant mit der Mikrofonkapsel EMY-62 L3 für eine Handstückvariante gemessen werden kann. Aufgrund der schlechten Ergebnisse wurden keine weiteren Messungen mit der Mikrofonkapsel M-060 A durchgeführt. Diese Mikrofonkapsel hatte die kleinsten Außenabmessungen aller getesteten Mikrofonkapseln, die Ulbrichtkugel konnte eventuell für die kleine sensitive Membranoberfläche der Mikrofonkapsel das Signal nicht gleichmäßig genug gut verteilen. Somit sind dann eventuell die sehr weit auseinander liegenden Messwerte zustande gekommen.

**Tab. 4.4:** Exemplarisches Beispiel der durchgeführten Messreihen. Für den Abstand von 0 cm zwischen Handstückspitze und Messzelle wurde für vier unterschiedliche Laserpulsenergien, bei vier Orientierungen zwischen der Applikationskanülenöffnung und dem Anschluss der Mikrofonkapsel EMY-62 L3 der Quotient von der gemessenen Signalspannung und der theoretisch berechneten Laserpulsenergie zusammengefasst.

Abstand 0 cm	EP theo = 5,0 mJ	EP theo = 5,9 mJ	EP theo = 7,2 mJ	EP theo = 8,9 mJ
0°	0,12	0,16	0,15	0,15
90°	0,12	0,16	0,16	0,15
180°	0,13	0,15	0,16	0,15
270°	0,13	0,16	0,15	0,15

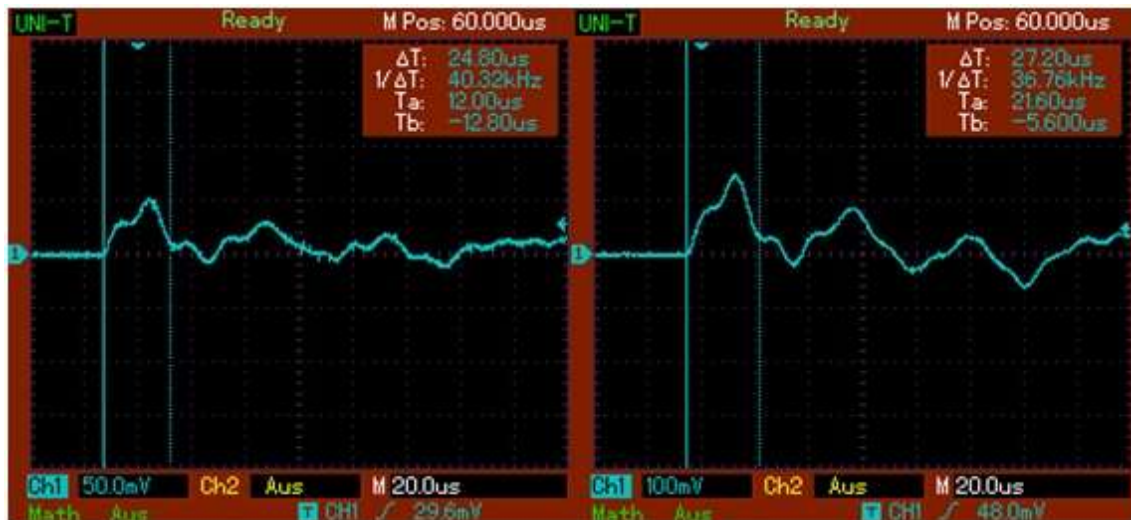
**Tab. 4.5:** Exemplarisches Beispiel der durchgeführten Messreihen. Für den Abstand von 0,4 cm zwischen Handstückspitze und Messzelle wurde für vier unterschiedliche Laserpulsenergien, bei vier Orientierungen zwischen der Applikationskanülenöffnung und dem Anschluss der Mikrofonkapsel EMY-62 L3 der Quotient von der gemessenen Signalspannung und der theoretisch berechneten Laserpulsenergie zusammengefasst.

Abstand 0,4 cm	$E_{P \text{ theo}} = 5,0$ mJ	$E_{P \text{ theo}} = 5,9$ mJ	$E_{P \text{ theo}} = 7,2$ mJ	$E_{P \text{ theo}} = 8,9$ mJ
0°	0,12	0,15	0,15	0,15
90°	0,12	0,16	0,15	0,15
180°	0,12	0,16	0,15	0,16
270°	0,13	0,15	0,16	0,15

**Tab. 4.6:** Exemplarisches Gegenbeispiel der durchgeführten Messreihen. Für den Abstand von 0 cm zwischen Handstückspitze und Messzelle wurde für vier unterschiedliche Laserpulsenergien, bei vier Orientierungen zwischen der Applikationskanülenöffnung und dem Anschluss der Mikrofonkapsel EM-060 A der Quotient von der gemessenen Signalspannung und der theoretisch berechneten Laserpulsenergie zusammengefasst.

Abstand 0 cm	$E_{P \text{ theo}} = 5,0$ mJ	$E_{P \text{ theo}} = 5,9$ mJ	$E_{P \text{ theo}} = 7,2$ mJ	$E_{P \text{ theo}} = 8,9$ mJ
0°	0,09	0,11	0,08	0,12
90°	0,07	0,12	0,11	0,15
180°	0,15	0,20	0,10	0,13
270°	0,13	0,17	0,13	0,10

Bei gleicher Laserpulsenergie erzeugen die beiden unterschiedlichen Handstücktypen (vgl. **Kap. 3.1.3**) an der Mikrofonkapsel EMY-62 L3 unterschiedliche starke Spannungssignale. Dabei ist für beide Handstückvarianten und alle Einzelmessung die Signalbreite nahezu konstant. Dieses Signalverhalten ist dafür verantwortlich, dass das Messsystem vor der Inbetriebnahme auf die jeweilige Handstückvariante abgeglichen werden muss (vgl. **Kap. 4.3.5**). Der durch das Laser Photolysis Handstück erzeugte Spannungswert ist im Durchschnitt dreimal höher als der durch die Kapselsackpolitur erzeugte Spannungswert. Um dies zu verdeutlichen sind beide Spannungssignale im direkten Vergleich in **Abb. 4.3** dargestellt. Dabei ist zu beachten, dass bei beiden Grafiken die Spannungsachseneinteilung (in mV) pro Kästchen unterschiedlich gewählt wurde.



**Abb. 4.3:** Mikrofon-Spannungssignale für beide Handstückvarianten. Die zeitliche Ausdehnung für beide Varianten ist sehr ähnlich, bei einer Zeitachseneinteilung von 20  $\mu$ s pro Kästchen. Die Spannungssignalhöhe beim Kapselsackpolitur Handstück (links) beträgt ca. 50 mV bei einer Spannungsachseneinteilung von 50 mV pro Kästchen. Die Spannungssignalhöhe beim Laser Photolysis Handstück (rechts) beträgt ca. 140 mV bei einer Spannungsachseneinteilung von 100 mV pro Kästchen. Beide Messungen wurden mit einer Laserpulsenergie  $E_P$  von  $5,0 \pm 0,1$  mJ aufgezeichnet.

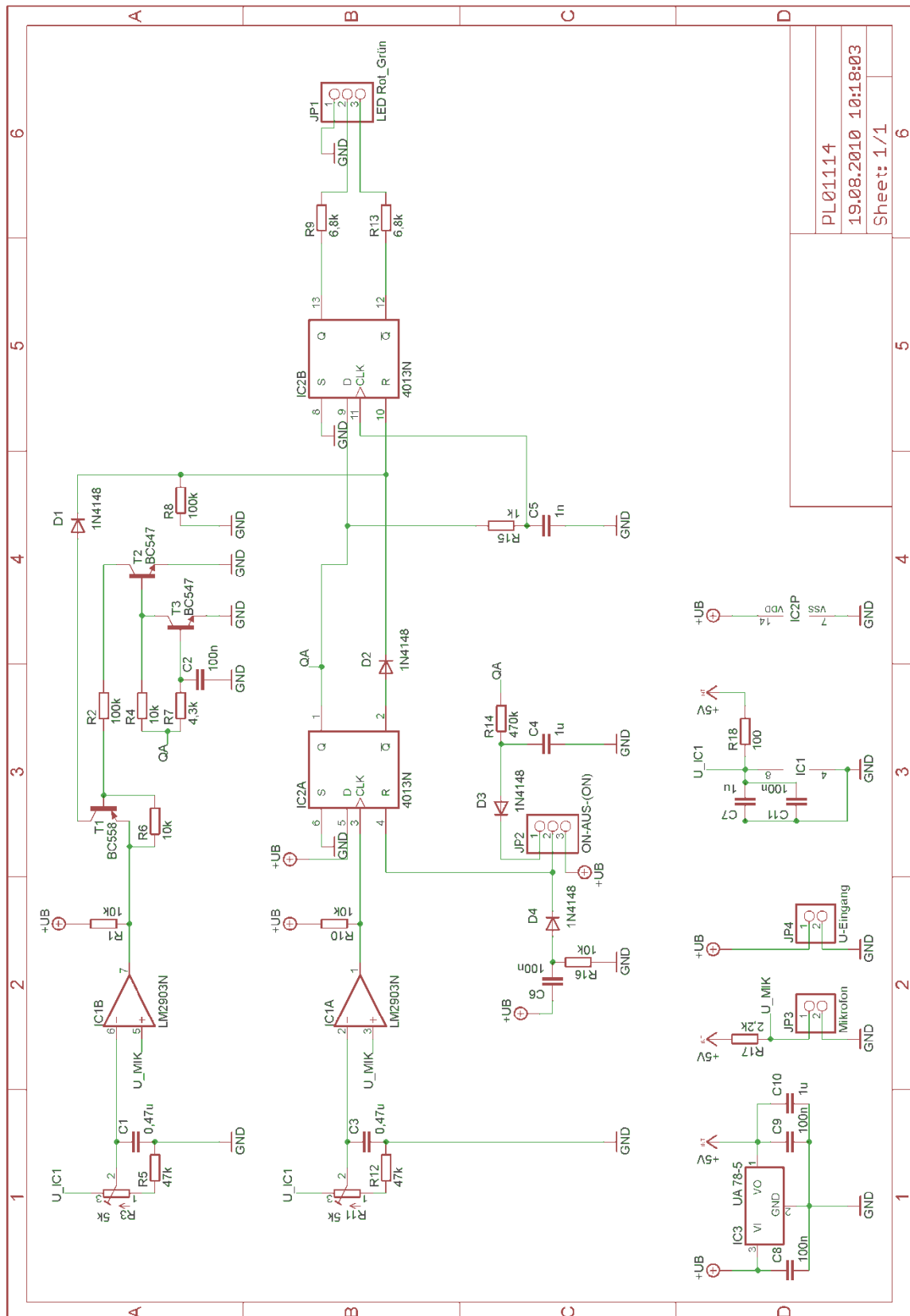
## 4.2 Platine

Nach der Evaluation der Detektorvarianten, der daraus folgenden Entscheidung für die Mikrofonkapsel EMY-62 L3 und der Feststellung für die unabhängige Messposition der Applikationskanüle in der Messzelle (vgl. **Kap. 4.1**), wurde im nächsten Schritt die Platine für die automatisierte elektronische Signalauswertung entwickelt. Für die Funktionsweise mussten einige Zeitkriterien und logische Verknüpfungen beachtet werden. In den folgenden Abschnitten werden der Schaltplan und das Layout der entwickelten Platine, sowie deren Funktionsweise beschrieben.

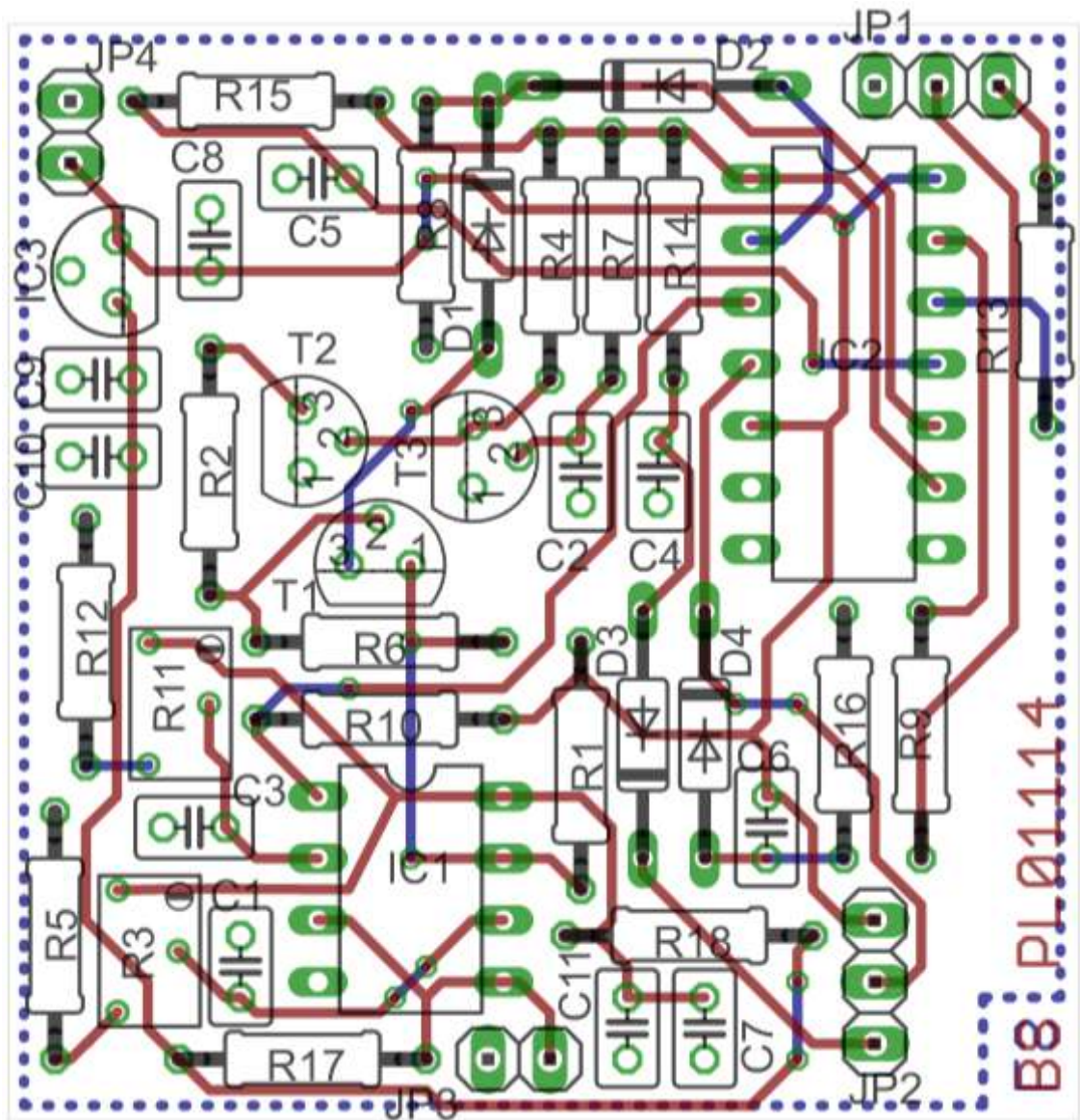
### 4.2.1 Schaltplan

Die Verknüpfungen der einzelnen elektronischen Bauteile wurden auf dem Testboard entwickelt. Mit Hilfe des grafischen Programmes EAGLE Schaltplan-Editor wurde daraus der Schaltplan entworfen. Der Schaltplan ist nach der Funktionsweise einzelner Bauteile in Gruppen gegliedert. Diese Gruppen werden durch die Rahmenunterteilung (A-D und 1-6) beschrieben. Der Schaltplan der entwickelten Platine PL01114 ist in **Abb. 4.4** dargestellt. Mit Hilfe des EAGLE Layout-Editors wurde aus den verwendeten elektronischen Bauteilen und deren Verknüpfung durch den Schaltplan das Layout der entwickelten Platine erstellt. Es wurden die Bauteile so positioniert, dass die erstellten Leiterbahnen möglichst kurz sind und wenige Überschneidungen aufweisen. In **Abb. 4.5** ist das Layout der entwickelten Platine von der Bestückungsseite (BS) dargestellt. Im Anhang befinden sich weitere Darstellungen.





**Abb. 4.4:** Schaltplan der entwickelten Platine PL01114. Erstellt mit dem EAGLE Schaltplan-Editor.



**Abb. 4.5:** Darstellung des Layouts der entwickelten Platine PL01114. Erstellt mit dem EAGLE Layout-Editor. Die roten Leiterbahnen verlaufen auf der Oberseite, auch Bestückungsseite (BS) genannt. Die Bauteile sind bedrahtet und werden von Hand aufgelötet. Über Durchkontaktierungen sind Leiterbahnen auf der Unterseite (blau), auch Lötseite (LS) genannt, weitergeführt. Somit werden Kreuzungen von Leiterbahnen vermieden. Über die Lötseite sind alle Bauteile mit Masse verbunden.

### 4.2.2 Bauteile

Die entwickelte Platine wurde unbestückt vom Hersteller GCD Electronic (Erlangen) laut Layout gefertigt und musste mit bedrahteten Bauteilen von Hand bestückt werden. In **Tab. 4.7** sind die einzelnen elektronischen Bauteile, deren Schaltplanabkürzung und die dazugehörigen Kennwerte aufgeführt.

**Tab. 4.7:** Liste der verwendeten Bauteile für die entwickelte Platine, deren Schaltplanabkürzung sowie deren Kennwerte.

Nr.	Bauteil	Schaltplanabkürzung	Kennwert
1	Platine	PL01114	-
2	Kondensator	C1, C3	0,47 $\mu$ F
3	Kondensator	C2, C6, C8, C9, C11	100 nF
4	Kondensator	C4, C7, C10	1 $\mu$ F
5	Kondensator	C5	1 nF
6	Diode	D1, D2, D3, D4	1N4148
7	Dual Komparator	IC1 mit IC1A und IC1B	LM2903N
8	Dual D-Typ Flipflop	IC2 mit IC2A und IC2B	CD4013BCN
9	Lineare Festspannungsregler	IC3	UA78L05
10	Stiftleiste	JP1, JP2	3 polig
11	Stiftleiste	JP3, JP4	2 polig
12	Widerstand	R1, R4, R6, R10, R16	10 k $\Omega$
13	Widerstand	R2, R8, R18	100 k $\Omega$
14	Widerstand	R5, R12	47 k $\Omega$
15	Widerstand	R7	4,3 k $\Omega$
16	Widerstand	R9, R13	6,8 k $\Omega$
17	Widerstand	R14	470 k $\Omega$
18	Widerstand	R15	1 k $\Omega$
19	Widerstand	R17	2,2 k $\Omega$
20	Widerstand, regelbar	R3, R11	5 k $\Omega$

Nr.	Bauteil	Schaltplanabkürzung	Kennwert
21	Transistor	T1	BC558C
22	Transistor	T2, T3	BC547C
23	IC-Sockel	-	8 polig
24	IC-Sockel	-	14 polig

### 4.2.3 Funktionsweise der Platine

In diesem Kapitel wird die Funktionsweise der entwickelten Platine abschnittsweise erläutert. Es wurden die Spannungssignale an den einzelnen Bauteilen auf der Platine abgegriffen und mit Hilfe des Oszilloskops dargestellt. Das Gerät besitzt eine Funktion mit der man den Bildschirm abfotografieren kann. Einzelne Spannungssignale werden in **Abb. 4.6** bis **Abb. 4.12** für das Verständnis der Funktionsweise der entwickelten Platine dargestellt. Es werden im Schaltplan einige Potentialabkürzungen verwendet. Diese sind in **Tab. 4.8** zusammengefasst.

**Tab. 4.8:** Zusammenfassung der Potentialabkürzungen auf dem Schaltplan der PL01114

Nr.	Potentialabkürzung	Bedeutung	Wert
1	+UB	Betriebsspannung	+ 7 - 9 V
2	GND	Masse	0 V
3	INT	interne Spannung	+ 5 V
4	U_IC1	analoge Spannung IC1	+ 5 V
5	U_MIK	Offset-Spannung Mikrofon	ca. 4,57 V
6	QA	Ausgang Q <sub>A</sub> von IC2A	0 V oder +UB

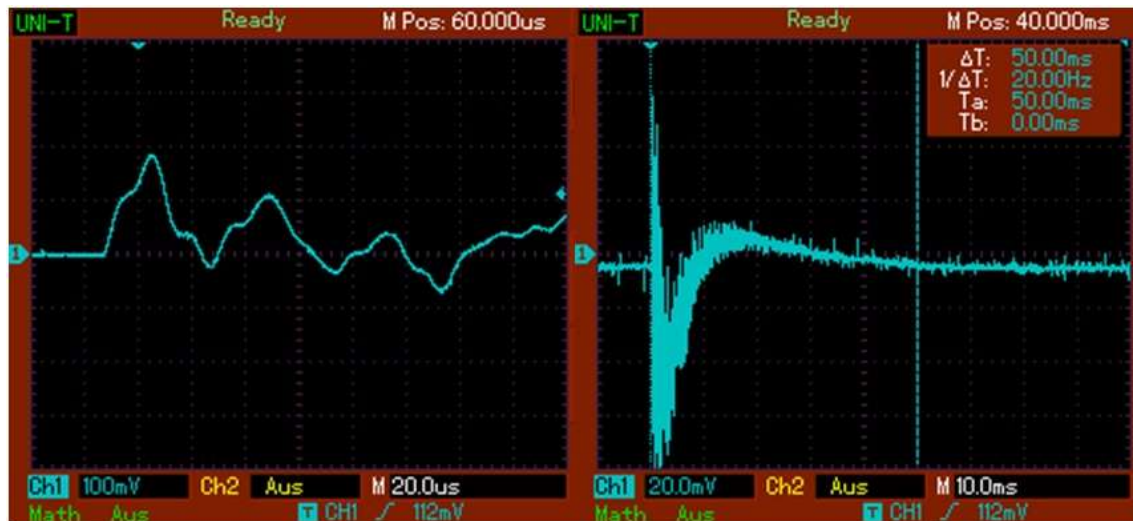
### Spannungsversorgung

- D2: Die Stiftleiste JP4 (U-Eingang) ist mit GND und +UB der entwickelten Platine verbunden. Über die Stiftleiste wird die externe Spannungsversorgung angeschlossen.
- D1: Der lineare Festspannungsregler ist am Eingang mit +UB und GND verbunden. Am Ausgang wird aufgrund der Bauweise eine konstante Spannung INT gewährleistet. Die Kondensatoren C8, C9 und C10 werden für die Glättung von Spannungsspitzen benötigt.

### Erzeugtes Mikrofonsignal U\_MIK

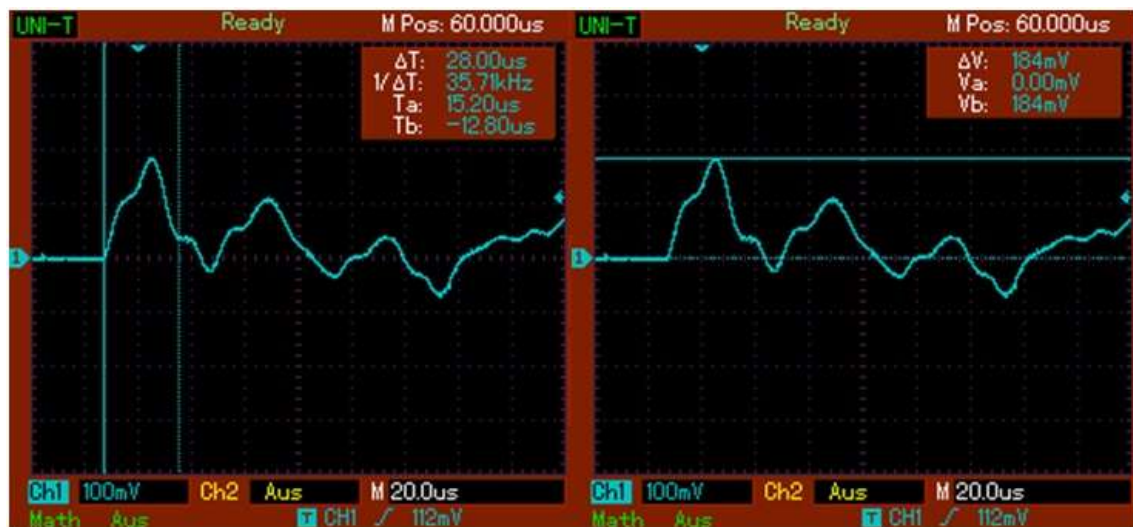
D2: An die Stiftleiste JP3 (Mikrofon) ist das Mikrofon über einen Stecker angeschlossen, ein Widerstand R16 muss laut Hersteller zur Versorgungsspannung in Reihe geschaltet werden. JP3 ist mit GND der Platine verbunden.

Das Mikrofonsignal wird direkt am Anschluss JP3 abgegriffen und besteht aus mehreren aufeinander folgenden Spannungsamplituden. Diese entstehen durch das Einwirken einzelner Schockwellen und durch das Nachschwingen der im Mikrofon befindlichen Membran (vgl. **Kap. 3.3.2**). In **Abb. 4.6** sind der für die Auswertung der Schockwellen relevante Anteil und das vollständige Mikrofonsignal dargestellt. Eine im Oszilloskop integrierte Messfunktion ermöglichte es, mit Hilfe von einstellbaren Positionsmarkern, die Zeit und Höhe der Spannungssignale zu ermitteln.



**Abb. 4.6:** Der relevante Anteil (links) und das vollständige Mikrofonsignal (rechts). Der relevante Anteil bei einer Zeitachseneinteilung von 20  $\mu s$  pro Kästchen und einer Spannungsachseneinteilung von 100 mV pro Kästchen. Im rechten Bildteil ist das vollständige Mikrofonsignal mit einer Dauer von  $\Delta T$  ca. 50 ms bei einer Zeitachseneinteilung von 10 ms pro Kästchen und einer Spannungsachseneinteilung von 20 mV pro Kästchen dargestellt. Beide Messungen wurden mit einer Laserpulsenergie  $E_P$  von  $6,3 \pm 0,1$  mJ aufgezeichnet.

Es wird nur die erste Spannungsamplitude des Mikrofonsignals für die Auswertung benötigt. Mit Hilfe der integrierten Oszilloskopmessfunktionen wurde die relevante erste Spannungsamplitude ausgewertet und ist in **Abb. 4.7** dargestellt.



**Abb. 4.7** Der relevante Anteil des Mikrofonsignals. Die relevante erste Spannungsamplitude hat bei einer Laserpulsenergie  $E_P$  von  $6,3 \pm 0,1$  mJ eine zeitliche Ausdehnung von  $\Delta T$  ca.  $28 \mu s$  (links) und eine Spannungshöhe von  $\Delta V$  ca.  $184$  mV (rechts).

### Dual Komparator

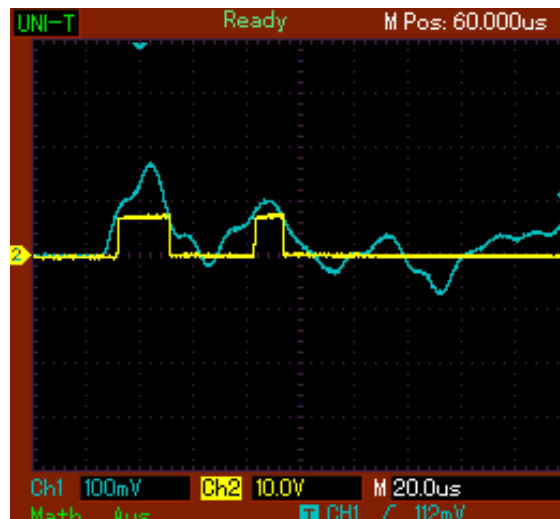
Der Dual Komparator IC1 besteht aus zwei einzelnen Komparatoren IC1A und IC1B, die über einen gemeinsamen Spannungsanschluss verfügen.

D3: Der Spannungsanschluss des IC1 wird getrennt vom Bauteil dargestellt. Der IC1 wird mit INT betrieben und ist mit GND verbunden. C7 und C11 und R18 stabilisieren den analogen Spannungsteil der gesamten Schaltung. Für hohe Frequenzen wird der C7 und für Niedere der C11 benötigt. Mit Hilfe der Gleichung  $f = \frac{1}{R \cdot C \cdot \pi}$  lassen sich die Frequenzen  $f$  berechnen.

A1-2, B1-2, D3: Diese Bauteile bilden den analogen Spannungsteil der Platine.

B1: Der R11 und R12 bilden einen Spannungsteiler der anliegenden  $U_{IC1}$ . Mit Hilfe von C3 wird diese Spannung geglättet und gefiltert. Es wird somit das Spannungspotential von  $U_{IC1}$  verändert und es lässt sich ein Schwellwert (für die Platinenfunktion der untere Schwellwert) einstellen. Am Ausgang liegt eine kalibrierte  $U_{IC1}$  an.

- B2: Das Spannungspotential am Ausgang des nicht-invertierenden IC1A ist immer null. Ist die Eingangsspannung  $U_{\text{MIK}}$  größer als die abgegliche Eingangsspannung  $U_{\text{IC1}}$  schaltet der IC1A mit interner Hysterese die untere Schwellspannung durch. Der Pull-up R10 ist mit  $+U_B$  verbunden und bestimmt die Schaltspannungshöhe und Stromstärke des Ausgangssignals. Das Mikrofonsignal und das Ausgangssignal der unteren Schwellspannung sind in **Abb. 4.8** dargestellt.



- Abb. 4.8:** Das Mikrofonsignal (blau) und das Ausgangssignal der unteren Schwelle (gelb). Das Mikrofonsignal ist mit dem aus **Abb. 4.7** identisch. Das Ausgangssignal der unteren Schwellspannung schaltet vom Potential null für bestimmte Zeiträume auf einen festgelegten Spannungswert durch (vgl. B2).
- A1: Der R3 und R5 bilden einen Spannungsteiler der anliegenden  $U_{\text{IC1}}$ . Mit Hilfe von C1 wird diese Spannung geglättet und gefiltert. Es wird somit das Spannungspotential von  $U_{\text{IC1}}$  verändert und es lässt sich ein Schwellwert (für die Platinenfunktion der obere Schwellwert) einstellen. Am Ausgang liegt eine kalibrierte  $U_{\text{IC1}}$  an.
- A2: Das Spannungspotential am Ausgang des nicht-invertierende IC1B ist immer null. Ist die Eingangsspannung  $U_{\text{MIK}}$  größer als die eingestellte Eingangsspannung  $U_{\text{IC1}}$  schaltet der IC1B mit interner Hysterese die obere Schwellspannung durch. Der Pull-up R1 ist mit  $+U_B$  verbunden und bestimmt die Schaltspannungshöhe und Stromstärke des Ausgangssignals.



## Digitaler Schaltungsteil

A3-6, B3-6, C2-4: Die Bauteile in diesen Abschnitten werden digital geschaltet, d.h. es liegt das Spannungspotential auf GND bzw. L (LOW) oder auf +UB bzw. H (HIGH).

Die Dioden D1 bis D4 haben jeweils nur eine Durchlassrichtung, in die die Spannungssignale in Dreieckspitzenrichtung weitergeleitet werden. Signale die vom gegenüberliegenden Anschluss kommen, werden gesperrt.

## Dual D-Typ Flipflop

Für die weitere Auswertung des Mikrofonsignals wird ein Dual D-FF IC2 benötigt.

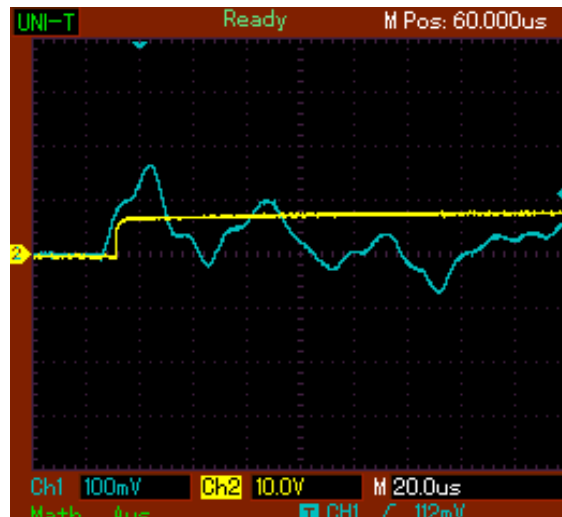
D4: Die Spannungsanschlüsse des Dual D-FF sind vom Bauteil IC2 getrennt dargestellt. Der Dual D-FF wird mit +UB betrieben und ist mit GND verbunden.

### IC2A

C2: Nach dem Einschalten der entwickelten Platine erfolgt über den C6, welcher mit +UB verbunden ist, und R16 ein automatischer Einschalt-Reset. Der Einschalt-Reset löscht über  $R_A$  den IC1A. Danach bleibt der  $R_A$  auf L gesetzt und ist somit für den internen Schaltvorgang des IC2A ohne Bedeutung.

B3: Der erste D-FF IC2A wird am  $CLK_A$  mit dem Ausgangssignal des IC1A (vgl. B2) beschalten. Der IC2A schaltet unter Berücksichtigung des Potentials an  $D_A$  den  $Q_A$  von L auf H (vgl. **Kap. 3.5.1**). Dieser erste digitale Schaltvorgang mit dem  $Q_A$ -Signal löst drei ablaufende Zeitintervalle ( $ZI_1$ ,  $ZI_2$  und  $ZI_3$ ) aus und ist mit  $D_B$  des IC2B verbunden. In der **Abb. 4.9** ist der Schaltvorgang des IC2A dargestellt.



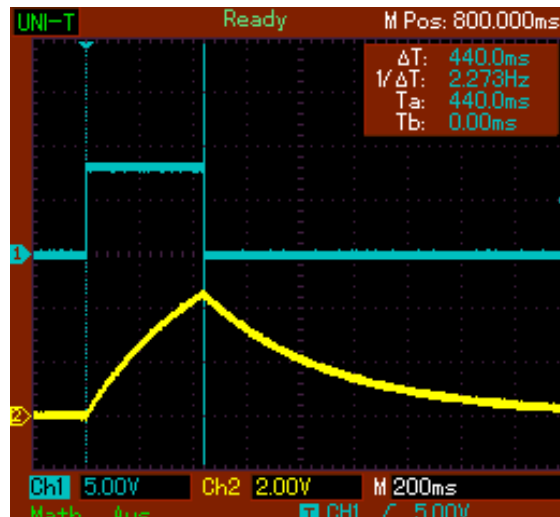


**Abb. 4.9:** Das Mikrofonsignal (blau) und das Ausgangssignal an  $Q_A$  (gelb). Das Mikrofonsignal ist mit dem aus **Abb. 4.7** identisch. Das  $Q_A$ -Signal schaltet von L auf H sobald der untere Schwellwert überschritten ist und somit an  $CLK_A$  ein positives Spannungssignal anliegt (vgl. **Abb. 4.8**).

### Zeitintervalle

C2-3: Die Dauer des Aufleuchtens der grünen LED wird über einen Kippschalter (vgl. **Kap. 4.2.2**), welcher mit dem JP2 (ON-AUS-(ON)) verbunden ist, gesteuert. Der Kippschalter hat eine feste ON (EIN), neutrale AUS und selektive (ON) Schalterstellung. Über einen automatischen Rücksetzmodus oder durch manuelles Auslösen des Bedieners kann der  $R_A$  auf H schalten. Dadurch wird der stabile Zustand H an  $Q_A$  zurückgesetzt und die grüne LED geht aus.

Die feste ON Schalterstellung aktiviert das automatische Zurücksetzen von  $Q_A$ . Sobald der  $Q_A$  auf H geht, wird der C4 über den R14 aufgeladen (vgl. B3). Nach einer bestimmten Zeit ( $ZI_2$ ) ist die Schaltschwelle von  $R_A$  erreicht und dadurch schaltet der  $R_A$  von L auf H um. Infolgedessen wird der  $Q_A$  von H auf L gesetzt und bricht dadurch den Ladevorgang an C4 ab. Der  $R_A$  schaltet auf L zurück. Aufgrund des  $ZI_2$  lassen sich im automatischen Modus zwei Messungen pro Sekunde mit dem Messsystem durchführen. Dieser Zeitraum mit einer Ausdehnung von ca. 440 ms ist in **Abb. 4.10** dargestellt.



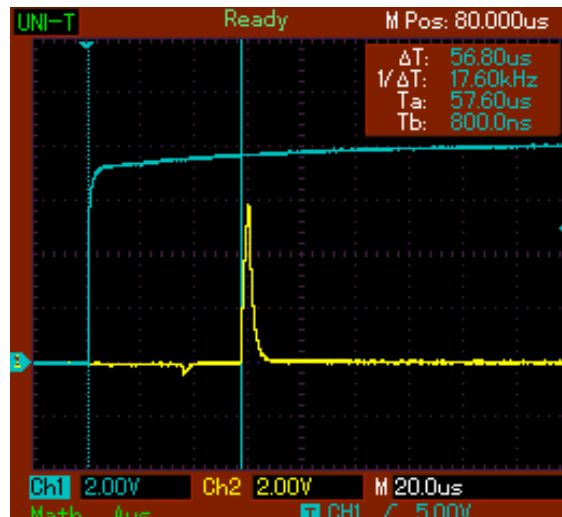
**Abb. 4.10:** Das Ausgangssignal an  $Q_A$  (blau) und das Zeitintervall<sub>2</sub> (gelb).  $Q_A$  schaltet von L auf H. Der Ladevorgang des C4 über den R14 stellt das ZI<sub>2</sub> dar. Im automatischen Rücksetzmodus (bei fester ON Schalterstellung des Kippschalters) ist nach der Zeit  $\Delta T$  von ca. 440 ms ist die Schaltschwelle des  $R_A$  erreicht. Durch den Schaltvorgang an  $R_A$  wird der  $Q_A$  auf L zurückgesetzt und der Ladevorgang wird abgebrochen. Der C4 wird über den R14 entladen, bis erneut der  $Q_A$  von L auf H schaltet.

Ist der Kippschalter auf der neutralen AUS Schalterstellung, dann ist der JP2 funktionslos und an  $R_A$  liegt L an.

Mit Hilfe der selektiven (ON) Schalterstellung wird durch manuelles Umlegen des Kippschalters der  $R_A$  gegen +UB geschaltet und somit auf H gesetzt. Dadurch wird  $Q_A$  von H auf L zurückgesetzt und die grüne LED geht aus. Beim Loslassen des Kippschalters geht dieser wieder in den neutralen AUS Zustand zurück und der  $R_A$  schaltet zurück auf L.

Sollte die Schockwelle zu stark sein, wird der Maximalwert (obere Schwellwert) überschritten. Das Messsystem muss im „nicht bestanden“ Zustand bleiben, d.h. die Auswertungsanzeige für den Anwender mit Hilfe der LED ist dauerhaft rot. Um diese Funktion zu realisieren, ist ein Transistorschaltkreis auf der entwickelten Platine vorhanden. Die Transistoren sind mit dem ZI<sub>1</sub> verschalten.

A3-4: Das ZI<sub>1</sub> wird direkt von  $Q_A$  beschalten und durch den Ladevorgang von C2 über den R7 festgelegt. Das ZI<sub>1</sub> ist ca. 57  $\mu$ s lang, dadurch wird nur die relevante erste Spannungsamplitude des Mikrofonsignals (vgl. **Abb. 4.5**) ausgewertet. Um das ZI<sub>1</sub> darzustellen muss die obere Schwellspannung des IC1B durchschalten. Das ZI<sub>1</sub> ist in **Abb. 4.11** dargestellt.



**Abb. 4.11:** Schaltvorgang am Ausgang  $Q_A$  (blau). Innerhalb des  $ZI_1$  mit einer Länge von  $\Delta T$  ca.  $57 \mu s$  erfolgt eine Durchschaltung bei T1 von Emitter zu Kollektor (gelb). Nur innerhalb dieses Zeitintervalls kann der obere Schwellwert das Aufleuchten der grünen LED verhindern.

Der Transistorschaltkreis funktioniert nur, wenn ein Ausgangssignal an IC1B (obere Schwellwert) durchschaltet. Ist dies nicht der Fall gibt es kein H für den  $R_B$  am IC2B, welcher den Wert an  $Q_B$  zurücksetzen könnte und somit dem Anwender kein grünes LED-Signal deutlich machen würde.

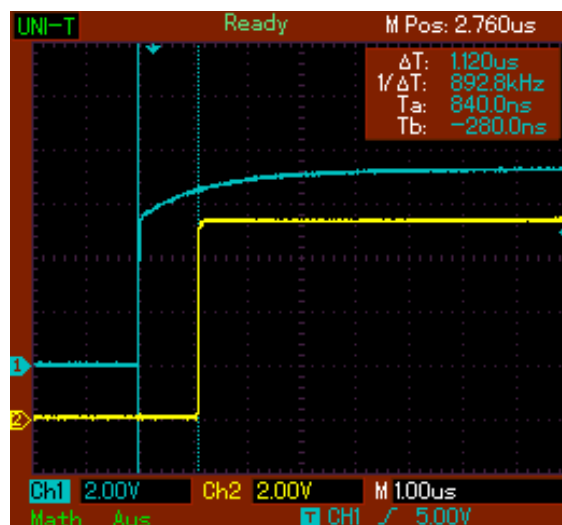
A3-4: Ist das  $ZI_1$  abgelaufen schaltet T3 den Emitter gegen GND durch. Der R4 wird von  $Q_A$  direkt (ohne  $ZI$ ) angesteuert und schaltet somit immer an T2 den Emitter gegen GND. Solange der R1 auf L steht gibt es keine Spannungsdifferenz zwischen dem Emitter und der Basis des T1 und somit schaltet dieser nicht. Es erfolgt keine Änderung an  $R_B$ .

Steht der R1 innerhalb von  $ZI_1$  auf H, kommt es am Spannungsteiler R6 / R2 zu einer Spannungsdifferenz zwischen dem Emitter und der Basis des T1. Jetzt schaltet der T1 das H vom Emitter zum Kollektor durch und somit wird die obere Schwellspannung an den  $R_B$  des IC2B weitergeleitet. Am Kollektor von T1 dürfen keinerlei Spannungssignale extern ankommen. Außerdem ist die D1 für die Funktionsweise der Transistorschaltung elementar von Bedeutung. Der R8 dient als Grundwert zwischen  $Q_A$  und  $R_B$  für den Zustand L.

## Der IC2B

Der Duale D-FF hat eine Arbeitsfrequenz von 15,5 MHz was  $0,0645 \mu\text{s}$  entspricht.

B4-5, C4: Es wurde ein  $ZI_3$  eingeführt um die benötigte Zeitdifferenz zwischen den beiden Schaltvorgängen von  $Q_A$  und  $Q_B$  zu realisieren. Der  $D_B$  wird direkt mit  $Q_A$  beschalten. Zwischen  $Q_A$  und  $CLK_B$  ist das  $ZI_3$  eingebunden, der C5 wird über den R15 aufgeladen und somit liegt bauteilbedingt ein  $ZI_3$  von  $\Delta T$  ca.  $1,1 \mu\text{s}$  vor. Das  $ZI_3$  kann mit Standardbauteilen erzeugt werden und ist kurz genug um vor dem wichtigen  $ZI_1$  den IC2B zu beschalten. In der **Abb. 4.12** ist  $ZI_3$  durch den versetzten Schaltvorgang zwischen  $Q_A$  und  $Q_B$  dargestellt.



**Abb. 4.12:** Darstellung des Zeitintervalls<sub>3</sub>. Da  $D_A$  auf H ist schaltet  $Q_A$  (blau) von L auf H durch, sobald an  $CLK_A$  ein H kommt. Durch das  $ZI_3$  wird das Spannungssignal H von  $Q_A$  mit einem Zeitversatz von  $\Delta T$  ca.  $1,1 \mu\text{s}$  an den  $CLK_B$  weitergegeben. Da  $D_B$  durch direkte Verschaltung mit  $Q_A$  auf H ist, schaltet auch  $Q_B$  von L auf H durch (gelb).

B5-6:  $\bar{Q}_B$  ist über einen R13 mit der roten LED (der zweifarbigem LED) und diese mit GND verbunden. Der R13 wird für die Begrenzung der Stromstärke benötigt.  $\bar{Q}_B$  ist immer auf H, solange kein interner Schaltvorgang am IC2B vorliegt. Dadurch ist die rote LED immer an, sobald die Platine mit der externen Spannungsversorgung verbunden ist.

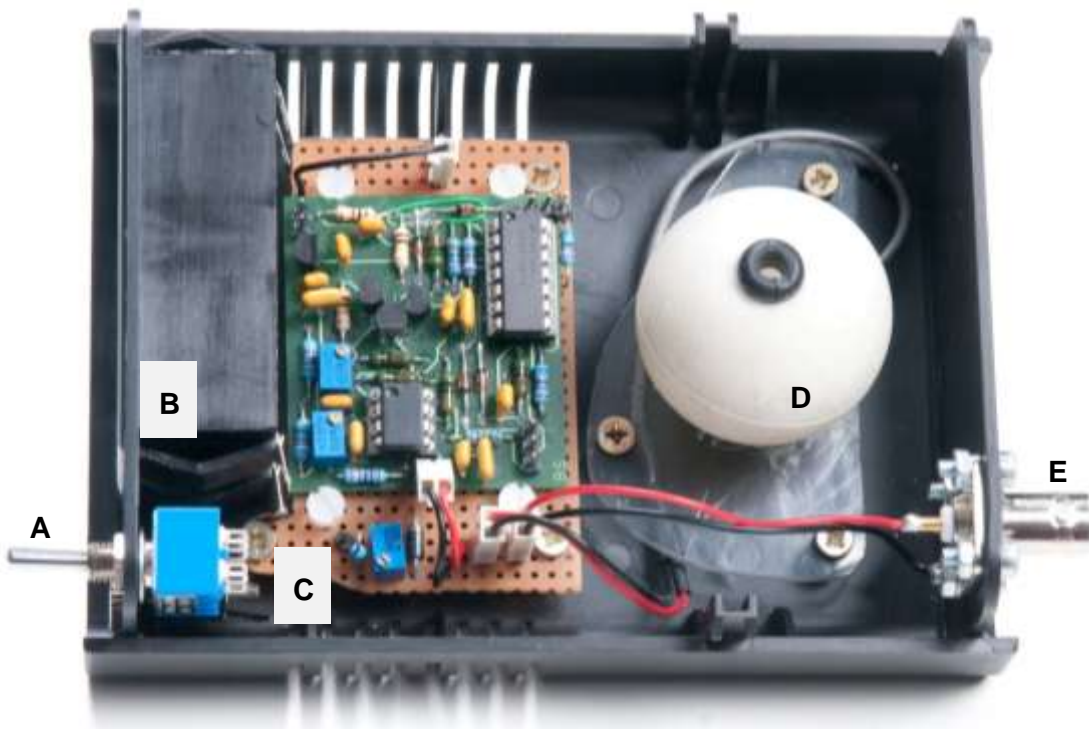
Kommt am  $CLK_B$  nach dem  $ZI_3$  das H an, wird der interne Schaltvorgang im IC2B ausgelöst. Aufgrund des an  $D_B$  anliegenden H schaltet der  $Q_B$  von L auf H um. Gleichzeitig schaltet  $\bar{Q}_B$  von H auf L und die rote LED geht aus.  $Q_B$  ist über den R9 (hat dieselbe Funktion wie R13) mit der grünen LED (der Dual LED) und

diese mit GND verbunden. Aufgrund des internen Schaltvorgangs des IC2B geht die grüne LED an. Es gibt jetzt zwei Möglichkeiten den  $Q_B$  zurückzusetzen und somit die grüne LED wieder auszuschalten.

1. Fall: Innerhalb des  $ZI_1$  wird der  $R_B$  von L auf H geschaltet, da der obere Schwellwert von IC1B ausgelöst wurde (vgl. A3-4). Die grüne LED ist in diesem Fall für eine Zeit von ca.  $56 \mu s$  ( $ZI_1$  abzüglich  $ZI_3$ ) an. Dieses kurzes Aufleuchten entspricht einer Frequenz von einigen kHz und ist für das menschliche Auge nicht wahrnehmbar (vgl. **Kap. 2.1**).
2. Fall: Es wird der obere Schwellwert nicht ausgelöst. Der  $R_A$  wird über über den Kippschalter an JP2 gesteuert (vgl. C2-3). Durch das Auslösen des  $R_A$  wird der interne Schaltvorgang im IC2A ausgelöst und der  $Q_A$  schaltet von H auf L, sowie der  $\bar{Q}_A$  von L auf H. Der  $R_B$  wird somit auf H gesetzt und dadurch der  $Q_B$  von H auf L zurückgesetzt. Die grüne LED geht aus und da  $\bar{Q}_B$  von L auf H gesetzt wird, geht die rote LED wieder an.

### 4.3 Messsystem

Das komplette Messsystem (vgl. **Abb. 4.14**) wurde in einem handelsüblichen Kunststoffgehäuse verbaut. In die Gehäuseteile wurden Aussparungen gefräst, um die notwendigen Funktionsbauteile einzubauen. Für die Befestigung der entwickelten Platine und der Messzelle wurden spezielle Halter gefertigt. Alle notwendigen Entwicklungen für die Inbetriebnahme des kompletten Messsystems werden in den folgenden Abschnitten beschrieben. **Abb. 4.13.** zeigt das komplette Messsystem ohne die obere Halbschale.



**Abb. 4.13:** Darstellung des betriebsbereiten Messsystems ohne die obere Halbschale. Es ist die Träger-Loch-Platine (C) mit der entwickelten Platine und den Kleinbauteilen, die komplette Messzelle (D), der Netzschalter (A), das Batteriefach (B) und die BNC-Buchse (E) zu erkennen.



**Abb. 4.14:** Das komplette betriebsbereite Messsystem mit allen Funktionsbauteilen

#### **4.3.1 Kunststoffgehäuse**

Das Kunststoff-Halbschalengehäuse (Euro-Box) vom Hersteller Donau wurde über das Versandhaus Reichelt Elektronik GmbH & Co. KG (Sande) bezogen. Für die zusätzlich notwendigen Fräsarbeiten an drei Kunststoffgehäuseteilen wurden diese anhand der vom Hersteller Donau angefertigten technischen Zeichnung in eigene CAD-Zeichnungen übernommen. In die erstellten CAD-Zeichnungen wurden die erforderlichen Aussparungen inklusive der Bemaßung hinzugefügt. Somit konnten an der CNC-Fräsmaschine die drei einzelnen Kunststoffgehäuseteile bearbeitet werden. Im Anhang sind die CAD-Zeichnungen eingefügt.

### 4.3.2 Funktionsbauteile

Neben der entwickelten Platine, dem ausgewählten Detektor und dem bearbeiteten Kunststoffgehäuse wurden zusätzliche Funktionsbauteile benötigt. Die Funktionsbauteile wurden so ausgewählt, um die Anforderungen des Messsystems zu erfüllen. Die zweifarbige LED und der Reset-Schalter sind direkt mit der Platine verbunden. Deren Funktionsweise ist in **Kap. 4.2.3** beschrieben. Das Messsystem kann für den mobilen Einsatz mit einer Batterie, welche im verschließbaren Batteriefach untergebracht ist, oder für den stationären Betrieb in der Produktion mit einem Netzteil betrieben werden. Über eine BNC-Buchse kann das von der Mikrofonkapsel erzeugte Spannungssignal jederzeit abgegriffen werden und somit direkt über ein Oszilloskop ausgewertet werden. Für einen stabilen Halt wurden an der Unterseite des Kunststoffgehäuses an den Ecken Gummifüße angebracht. Die einzelnen Funktionsbauteile sind in **Tab. 4.9** mit kurzen Bemerkungen bzw. Funktionshinweisen zusammengefasst. Im Anhang ist eine ausführliche Stückliste für alle im Messsystem verbauten Bauteile eingefügt. Diese Bauteile wurden laut Herstellerangaben im Kunststoffgehäuse verbaut. In den weiteren Kapiteln ist die Verdrahtung der einzelnen Bauteile beschrieben.

**Tab. 4.9:** Funktionsbauteilliste für das Messsystem

Nr.	Bauteil	Bemerkung / Funktion
1	Batteriestatus-Anzeige	Mini-Meter, Zeigerinstrument
2	Zweifarb-LED	Rot oder Grün
3	Reset-Schalter, 3 x 2-polig	Ein-Aus-(Ein)
4	Netzschalter, 2-polig	Ein-Aus
5	Hohlsteckerbuchse, DC	für Netzstecker, Zentraleinbau
6	Batteriefach mit Deckel	für 9 V Block
7	BNC-Buchse	4-Loch Befestigung
8	4 Inbus-Schrauben inkl. Mutter	M3 x 8 mm
9	Ringkabelschuh	M3
10	Gummifuß, 4 mal	für Kunststoffgehäuseunterseite



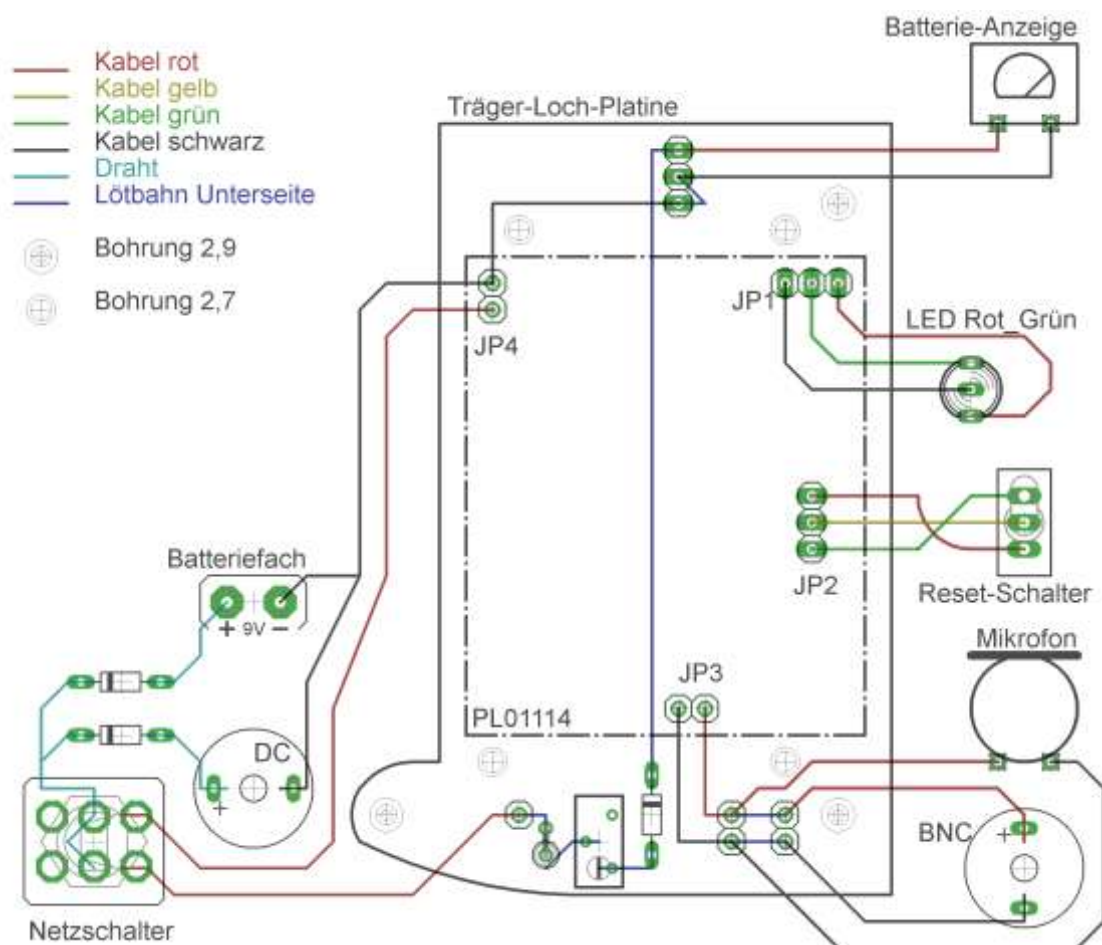
### 4.3.3 Träger-Loch-Platine

Die Träger-Loch-Platine (TLP) wurde aus einer Hartpapier Lochrasterplatine der Firma proMa Technologie GmbH (Eiterfeld) herausgetrennt und speziell auf die im Kunststoffgehäuse vorgesehenen Befestigungen angepasst. Für die Befestigung der TLP wurden die vorhandenen Löcher für die drei verwendeten Senkkopfschrauben aufgebohrt (Bohrung  $\varnothing$  2,9 mm). Mit Hilfe von vier Nylon-Senkkopfschrauben (Bohrung  $\varnothing$  2,7 mm) und vier Nylon-Distanzrollen wurde die Platine PL01114 frei hängend mit der TLP verbunden. Zusätzlich wurden auf die TLP noch weitere elektronische Kleinbauteile angebracht, um den Netzschalter, die Batteriestatus-Anzeige, die Mikrofonkapsel und BNC-Buchse mit der PL01114 elektronisch zu verbinden. Dafür wurden die Kabel mit Crimpkontakten versehen und in Crimpgehäuse gesteckt. Der so entstandene Stecker wurde auf die Stiftleisten der entwickelten Platine oder der TLP gesteckt. Über das Lochraster der TLP wurden die Positionen der einzelnen Löcher und Bauteile festgelegt. In **Tab. 4.10** sind die verwendeten Kleinbauteile aufgelistet.

**Tab. 4.10:** Kleinbauteilliste der Träger-Loch-Platine

Nr.	Bauteil	Bezeichnung	Anzahl
1	Stiftleiste	3-polig	1
2	Stiftleiste	2-polig	2
3	Stiftleiste	1-polig	1
4	Crimpkontakt	-	16
5	Crimpgehäuse	3-polig	2
6	Crimpgehäuse	2-polig	4
7	Crimpgehäuse	1-polig	2
8	Diode	Sperr- / Durchlassrichtung	3
9	Widerstand	8,2 k $\Omega$	1
10	Widerstand, regelbar	5 k $\Omega$	1
11	Kabel, verschiedene Farbe / Länge	0,2 mm <sup>2</sup>	-
12	Nylon-Senkkopfschraube	M3 x 10 mm	4
13	Nylon-Distanzrolle	$\varnothing$ 3 mm	4
14	Senkkopfschraube	3,0 x 12 mm	3

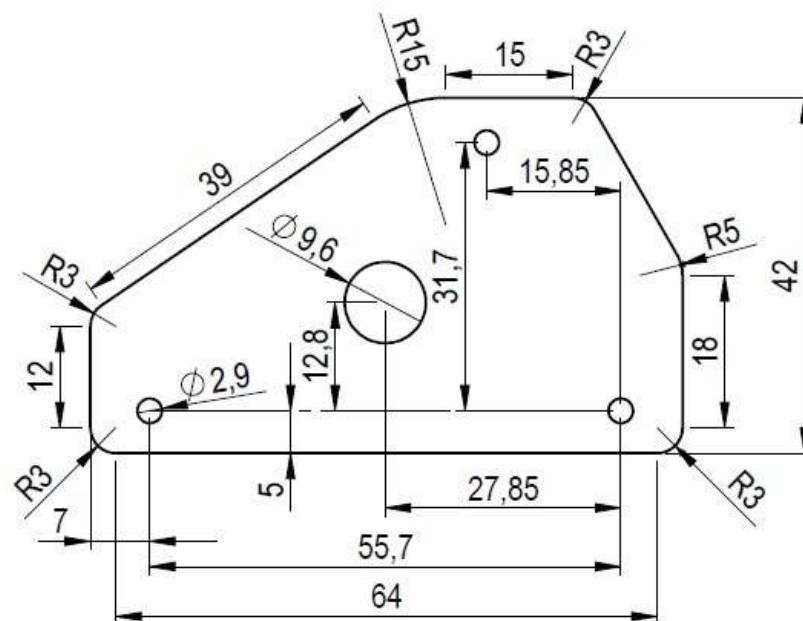
Mit Hilfe des EAGLE Layout-Editors wurde die TLP über ein programmseitig voreingestelltes Lochraster genau für die benötigte Größe von 26 x 19 Löchern und dem speziell an das Kunststoffgehäuse angepasste Design gezeichnet. Es wurden die Positionen für die Bohrungen der Befestigungen, die notwendigen Kleinbauteile und die Funktionsbauteile hinzugefügt und genau positioniert. Im Anschluss wurden alle elektronischen Bauteile und die Mikrofonkapsel über Lötbahnen, Drahtverbindung und mit farbigen Kabeln im Layout-Editor miteinander verbunden. Daraus ist der sogenannte Verdrahtungsplan entstanden, welcher in **Abb. 4.15** dargestellt ist. Die TLP ist eingebaut im Messsystem und in **Abb. 4.13** zu erkennen.



**Abb. 4.15:** Der Verdrahtungsplan verdeutlicht die Verbindungen der Träger-Loch-Platine. Die entwickelte Platine PL01114, die Kleinbauteilen und Funktionsbauteilen sind eingezeichnet. Zusätzlich sind die Positionen der Bohrungen, für die Halterung beider Platinen markiert.

#### 4.3.4 Einbau der Messzelle

Das Gehäuse der Messzelle wird durch einen Tischtennisball gebildet. Es wurden zwei gegenüberliegende Öffnungen für die Mikrofonkapsel und die Applikationskanüle in den Tischtennisball gebohrt. Die Applikationskanüle wird inklusive der Handstückspitze für Messungen in den Tischtennisball eingeführt. Um das Innere der Messzelle gegen äußere Einflüsse abzuschirmen, wurde die Mikrofonkapsel in den Tischtennisball per Presspassung eingebracht und mit Heißleim verklebt. In die gegenüberliegende Öffnung wurde eine aus PVC bestehende Tülle eingeklebt. Der Innendurchmesser der Tülle wurde so gewählt, dass die Handstückspitze nur druckvoll eingeführt werden kann. Dadurch ist gewährleistet, dass auch hier die Messzelle abgedichtet ist. Für die Befestigung der Messzelle in dem Kunststoffgehäuse wurde eine Halterung in einer CAD-Zeichnung mit Hilfe von SolidWorks angefertigt (vgl. **Abb. 4.16**). Die vollständige CAD-Zeichnung ist im Anhang eingefügt. Die Halterung besteht aus Acrylglas und besitzt eine größere Bohrung ( $\varnothing 9,6$  mm), in die das Metallgehäuse der Mikrofonkapsel mittels Presspassung eingeführt wurde und zusätzlich mit Heißleim gesichert ist. Speziell auf die im Kunststoffgehäuse vorgesehenen Befestigungen wurden drei kleinere Bohrungen ( $\varnothing 2,9$  mm) so angepasst, um den Acrylglashalter mit Senkkopfschrauben dort zu verschrauben. Die Messzelle wurde dadurch frei und ohne jeglichen Kontakt zum Kunststoffgehäuse eingebaut. Auch die Öffnung im Oberteil des Kunststoffgehäuses wurde so gezeichnet, dass es zu keinerlei Kontakt mit dem Tischtennisball kommen kann. Mit Hilfe dieser Lösungen wurde verhindert, dass durch Berührungen das Messergebnis verfälscht werden könnte.



**Abb. 4.16:** CAD-Zeichnungsausschnitt des Acrylglashalters für die Messzelle inklusive aller Bemaßungen

Die für den Aufbau und die Befestigung der Messzelle notwendigen Bauteile sind in **Tab. 4.11** zusammengefasst, die komplette Messzelle ist in **Abb. 4.17** dargestellt.

**Tab. 4.11:** Bauteilliste für den Einbau der Messzelle

Nr.	Bauteil	Bemerkung / Funktion
1	Acrylglasshalter	speziell angefertigt
2	Senkkopfschrauben, 3 mal	3,0 x 12 mm
3	Mikrofonkapsel EMY-62 L3	durch Messreihenauswertung ausgewählt
4	Kabel, verschiedene Farbe	elektrische Anschluss
5	Crimpkontakt mit Crimpgehäuse	2 poliger Stecker
6	Tischtennisball	Gehäuse der MZ
7	PVC-Tülle	Öffnung für Handstückspitze
8	Heißleim	Sicherung der MK und PVC-Tülle



**Abb. 4.17:** Darstellung der kompletten, funktionstüchtigen Messzelle

#### 4.3.5 Inbetriebnahme

Nach dem mechanischen und elektronischen Zusammenfügen des Messsystems und vor dem Verschließen der beiden Kunststoffgehäuse-Halbschalen muss das Messsystem für den jeweiligen medizinischen Einsatzbereich vor der Inbetriebnahme (Laser Photolysis oder Kapselsackpolitur) abgeglichen werden. Über die beiden regelbaren Widerstände wird jeweils das Eingangsspannungssignal der beiden Komparatoren eingestellt. Das jeweilige Eingangsspannungssignal bildet den sogenannten Schwellwert des Messsystem (vgl. **Kap. 4.2.3 Dual Komparator**). Für die zwei unterschiedlichen medizinischen Einsatzbereiche werden unterschiedlich starke Schockwellen benötigt. Somit müssen die Schwellwerte ebenfalls angepasst werden.

Für die jeweilige Behandlung wird eine bestimmte Laserpulsenergie am Lasergerät eingestellt, laut EN 60601-2-22 Absatz 50.2 darf die tatsächliche Laserpulsenergie nicht mehr als  $\pm 20\%$  um den eingestellten Wert abweichen. Somit können die Spannungssignale von der Mikrofonkapsel durch die schwankenden Schockwellen ebenfalls um  $\pm 20\%$  abweichen. Der untere und obere Schwellwert muss so eingestellt werden, dass die zugelassenen Toleranzen nicht durch die Funktion der entwickelten Platine begrenzt werden. Aufgrund des unterschiedlichen Signalverhaltens bei den jeweiligen Handstückvarianten (vgl. **Kap. 4.1.3**) müssen die Schwellenwerte genau für die jeweilige Behandlung abgeglichen werden.

Die Zeigerstellung der Batteriestatus-Anzeige wurde an die Elektronik des Messsystems angepasst. Dafür wurde der Widerstandswert über den regelbaren Widerstand (vgl. **Kap. 4.3.3**) so abgeglichen, dass bei der minimalen Eingangsspannung  $U_e$  von 7 V (vgl. **Kap. 3.5.1**) der Zeiger genau zwischen grünem und rotem Anzeigebereich steht. Sollte die Batteriespannung unter diesen Wert fallen, wird dies durch die Batteriestatus-Anzeige signalisiert. Sobald das Messsystem über den Netzschalter eingeschalten wird, signalisiert die Batteriestatus-Anzeige die Batteriespannung bzw. im Netzbetrieb die Netzspannung und gleichzeitig leuchtet die rote LED durch den Einschalt-Reset (vgl. **Kap. 4.2.3 Dual D-FF**) auf. Somit wird dem Anwender signalisiert, dass das Messsystem betriebsbereit ist.

## 5 Diskussion und Ausblick

Ziel dieser Diplomarbeit war es, den Prozess der Qualitätssicherung für die Wechselwirkung von produzierten Handstücken zu standardisieren. Durch die Verwendung eines geeigneten Detektors kann das entwickelte Messsystem die laserinduzierten Schockwellen auswerten.

Mit Hilfe eines piezoelektrischen PVDF-Drucksensors, der laut Hersteller sehr schnelle Ansprechzeiten hat, sollten die Schockwellen detektiert werden. Durch die Vorversuche ergaben sich für die Positionierung der Applikationskanüle in Bezug auf die Detektorfläche sehr enge Toleranzvorgaben (vgl. **Kap. 4.1.2**). Das Messprinzip funktionierte, entgegen der Angaben des Herstellers, ausschließlich im Medium Wasser, was die Umsetzung für ein einfaches, wartungsfreies Messsystem nicht ermöglichte. Zusätzlich stand der hohe Kaufpreis für solche piezoelektrische Drucksensoren, der Vorgabe ein billiges Messsystem zu entwickeln, im Wege. Aus all diesen Gründen wurde entschieden, diese Art von Detektoren und speziell den verwendeten Detektor nicht weiter in die Entwicklung mit einzubeziehen.

Als alternative Variante wurde versucht, mit Hilfe von vier verschiedenen Elektret-Kondensatormikrofonen die laserinduzierten Schockwellen akustisch zu detektieren. Es wurden Mikrofonkapseln verwendet die bezüglich der Empfindlichkeit und des Messbereichs ähnliche technische Spezifikationen hatten. Aufgrund von unzureichender Reproduzierbarkeit der Messergebnisse im ersten Vorversuch wurden zwei Mikrofonkapseln direkt von weiteren Versuchen ausgeschlossen. Es wurden keine weiteren Untersuchungen gemacht um dem Grund dieses Verhaltens nachzugehen, da die beiden anderen Mikrofonkapseln sehr gute Ergebnisse für diese ersten Vorversuche geliefert hatten. Für beide Mikrofonkapseln wurden durch weitere Vorversuche Toleranzvorgaben für die Positionierung der Applikationskanüle in Bezug auf die Detektorfläche ermittelt. Diese eigneten sich nicht für die Realisierung eines kleinen, einfachen Messsystems. Da allerdings die Mikrofonkapseln prinzipiell an Luft funktionieren konnte ein wartungsfreies Messsystem entwickelt werden. Durch den Einsatz einer kugelförmigen Messzelle wurde das Prinzip der Vielfachreflektion über die Innenwände der Hohlkugel und dadurch gleichmäßigen Verteilung der Schockwelle ausgenutzt (vgl. **Kap. 3.3.1**). Es wurde die Positionierung der Applikationskanülenöffnung bezüglich der Winkelabhängigkeit und Einschubtiefe in die Messzelle untersucht. Für alle Positionen der Applikationskanülenöffnung, lieferte eine der beiden Mikrofonkapseln gleiche Spannungssignale am Oszilloskop. Für die Anwendung im Messsystem hatte die Mikrofonkapsel die Anforderungen bestanden und somit konnte

ein einfacher Aufbau in einem Kunststoffgehäuse für das Messsystem umgesetzt werden.

Mit Hilfe einer entwickelten Platine wird das von der Mikrofonkapsel ausgegebene Spannungssignal ausgewertet. Die entwickelte Platine steuert eine zweifarbige LED an, welche dem Nutzer des Messsystems grundsätzlich die Information anzeigt, ob die jeweils getestete Schockwelle für die eingestellte Laserpulsenergie innerhalb der Vorgaben liegt. Eine Batterieanzeige signalisiert dem Nutzer den Batteriestatus, für den permanenten stationären Gebrauch kann das Messsystem über ein Netzteil betrieben werden. Im geschlossenen Zustand des Messsystems kann über einen Anschluss das von der Mikrofonkapsel erzeugte Spannungssignal jederzeit abgegriffen werden und mit Hilfe eines Oszilloskops dargestellt werden.

Das entwickelte Messsystem wurde vollständig abgeglichen und mit mehreren Handstücken getestet. Bisher sind im Labor keinerlei Fehler oder Störungen aufgetreten. Anschließend wurde das Messsystem in den Produktionsbetrieb eingeführt und wird derzeit auf Zuverlässigkeit getestet. Prinzipiell wurden alle gestellten Anforderungen entwicklungsseitig umgesetzt. Allerdings lässt sich bisher das Messsystem noch nicht von außen für die unterschiedlichen Anwendungen umstellen. Für diese Umrüstung müssen nur zwei weitere Öffnungen in das Gehäuse gefräst, die elektronische Verstellung nach außen geführt und eine zusätzliche Beschriftung angebracht werden. Die Notwendigkeit für diese Umrüstung wird sich im Praxistest zeigen.

Die bisherigen Erkenntnisse haben gezeigt, dass das Design der Applikationskanüle und der Bohrungsdurchmesser der Applikationskanülenöffnung einen Einfluss auf die von der Mikrofonkapsel detektierten Spannungssignale haben. Sollten die jetzigen verwendeten Handstücke weiterentwickelt werden, sodass sich die Ausmaße der Applikationskanüle oder Applikationskanülenöffnung verändern, muss das Verhalten der detektierten Spannungssignale untersucht werden. Die entwickelte Platine und der Aufbau an sich kann vollständig weiter benutzt werden. Es müssen nur die Abgleichparameter für die Einstellung der beiden Schwellwerte neu bestimmt werden. Denn durch das Design der Applikationskanüle beziehungsweise Applikationskanülenöffnung wird die Amplitude des detektierten Spannungssignals verändert.

## Literaturverzeichnis

- [Alz98] Egon Alzner: Experimentelle Laser-Phakolyse mit dem ARC-Puls-Nd:YAG-Laser;  
In: Spektrum der Augenheilkunde, Dezember 1998, S. 24-27
- [Arc05] A.R.C. Laser GmbH: Präsentationsmaterial, 2005
- [Arc07] A.R.C. Laser GmbH: internes Schulungsmaterial, 2007
- [Auc10] Augen Centro GbR: Grauer Star (Katarakt);  
URL: <http://www.augencentro.de/katarakt.html>, 18.03.2010
- [Auf02] Gerd U. Auffarth, Klio A. Becker: Cataracta secundaria – Histopathologische Grundlagen, Evaluierungsmethoden und Präventionsmöglichkeiten;  
In: Ophthalmo-Chirurgie 14, 2002, S. 108-119
- [Aug10] Pro Patient AG: Augen-Ratgeber – Das Auge;  
URL: [http://www.augenratgeber.de/index.php?tid=3&cat\\_id=70](http://www.augenratgeber.de/index.php?tid=3&cat_id=70), 13.03.2010
- [But03] Katharina Butz: Augenlaser 100 % Sehkraft ohne Brille  
In: Rowohlt-Taschenbuch-Verlag, 2003
- [Fai02] Fairchild Semikonduktor Corp.: Datenblatt des Dual D-Typ Flipflop CD4013  
URL: <http://www.farnell.com/datasheets/89012.pdf>, 03.08.2010
- [Far10] Farnell Deutschland: per Suchbegriff nach genauer Artikelbezeichnung;  
URL: <http://de.farnell.com/>, 03.08.2010
- [Gen98] Klaus Genuit: Subjektive Beurteilung von Geräuschereignissen  
In: Taschenbuch der Angewandten Psychoakustik, 2-1998, S. 150



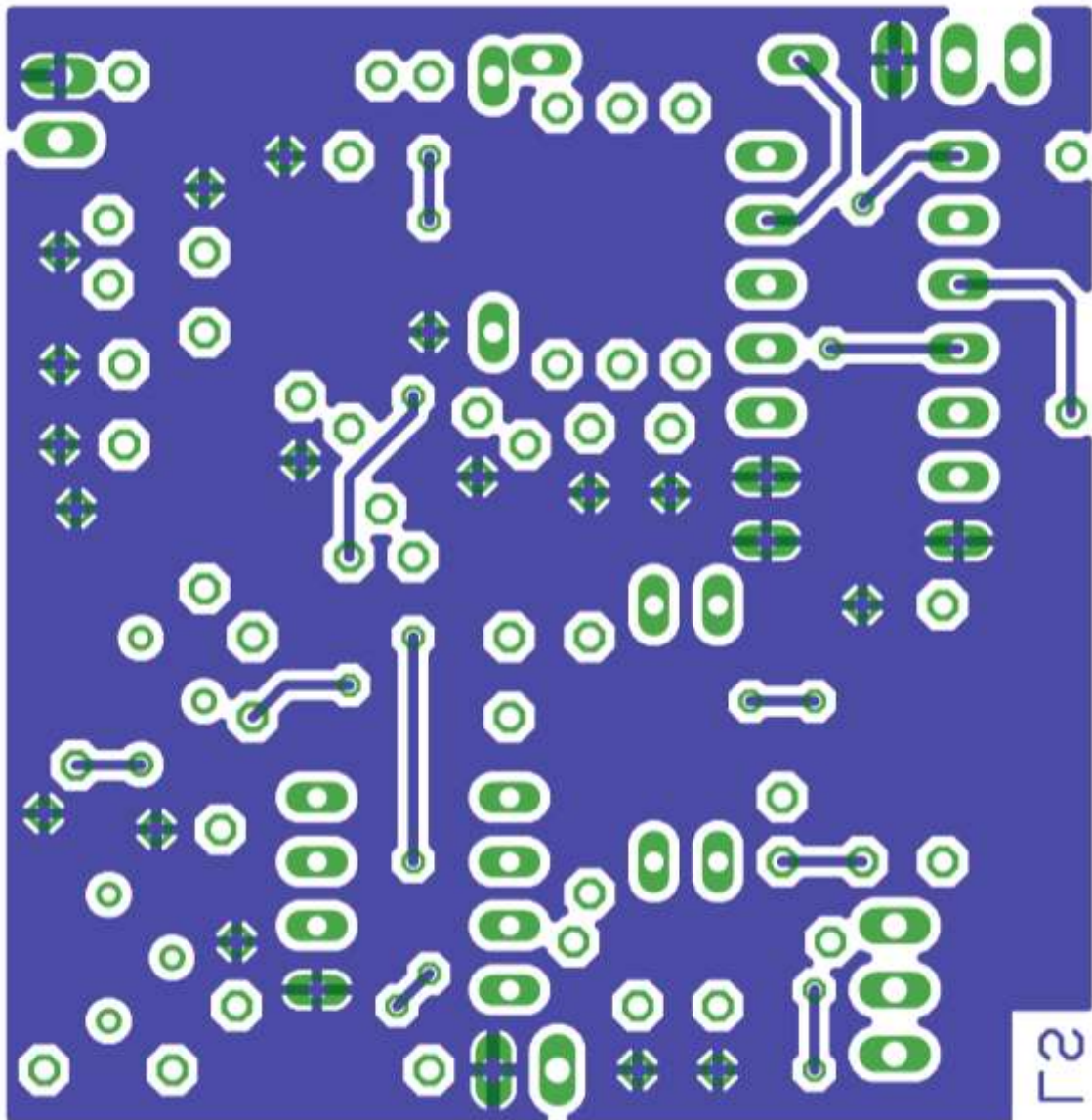
- [Gro01] Gerhard Gross: Fachbeitrag Kataraktchirurgie – Methoden der Nachstarevaluierung;  
In: Der Augenspiegel, Mai 2001, S. 8-11
- [Gut91] Cheryl Guttman: First Laser Phacolysis Proves a Success;  
In: Ophthalmology Times, 11-1991
- [Hei10] Augenheilkunde und Poliklinik: Grauer Star;  
URL: <http://www.klinikum.uni-heidelberg.de/Grauer-Star.346.0.html>,  
23.03.2010
- [Her99] Ekbert Hering, Rolf Martin, Martin Stohrer: Akustik – Schallwellen;  
In: Physik für Ingenieure, 1999, S. 490-504
- [Hön09] Heinz Jürgen Höninger: Nachrichten – Grauer Star  
In: Augenlicht, 2-2009, S. 5
- [Hoo05] Highlights of Ophthalmology: Chapter 21 – Laser Cataract Surgery;  
In: Laser Surgery of the Eye – The Art of Lasers in Ophthalmology, 2005,  
S. 203
- [Ini08] Bundesverband Medizintechnologie (BVMed): Grauer Star;  
URL: <http://www.initiativegrauerstar.de/typo3temp/pics/31d078bec1.jpg>,  
22.03.2010
- [Ini10] Bundesverband Medizintechnologie (BVMed): Grauer Star; Aufbau des Auges  
URL: <http://www.initiativegrauerstar.de/unsere-augen/aufbau-des-auges.html>,  
22.03.2010
- [Kal98] Manfred T. Kalivoda: Akustische Grundlagen  
In: Taschenbuch der Angewandten Psychoakustik, 2-1998, S. 102

- [Kat10] Katarakt: Die Entstehung der Katarakt;  
URL: <http://www.katarakt.net/html/diekatarakt.htm>, 21.03.2010
- [Kgs10] Kuratorium Gutes Sehen: Das Auge – eine Hochleistungskamera;  
URL: [http://www.sehen.de/sehen\\_brille/auge/index.php](http://www.sehen.de/sehen_brille/auge/index.php), 21.03.2010
- [Kne10] Knecht: Optik-Lexikon;  
URL: [http://www.knecht.optiklexikon.com/img/user/Aufbau des Auges.png](http://www.knecht.optiklexikon.com/img/user/Aufbau_des_Auges.png),  
13.03.2010
- [Lan02] Margit Langenberger: Medizin – Explosionen im Auge, Neue Lasertechnologie entfernt Grauen Star;  
In: Focus, Forschung und Technik, 8/2002, S. 137/ 138
- [Lei10] Leibniz Universität Hannover, Abteilung Lasermedizin & Biophotonik: Forschung, Die Linse;  
URL: <http://www.lasermedizin.uni-hannover.de/index.php?id=293&L=htt>,  
13.03.2010
- [Ler98] Peter Lercher: Medizinisch-hygienische Grundlagen der Lärmbeurteilung  
In: Taschenbuch der Angewandten Psychoakustik, 2-1998, S. 42-51
- [Mam10] MD Nick Mamalis: Ablation of lens epithelial cells with a laser photolysis system: Histopathology, ultrastructure, and immunochemistry  
In: J Cataract & Refractive Surgery 2010; 36:1003-1010
- [Nat02] National Semikonduktor Corp.: Datenblatt des Dual Komparator LM2903  
URL: <http://www.farnell.com/datasheets/37044.pdf>, 03.08.2010
- [Oph03] Department of Ophthalmology, Ruprecht-Karls-University of Heidelberg: Quantification of Posterior Capsule Opacification with Round and Sharp Edge Intraocular Lenses;  
In: Ophthalmology Vol.110, Number 4, April 2003, S. 772-780

- [Pow07] Winfried Powollik: Augen – Die Operation des Grauen Stares;  
In: Medical Tribune public online, am 18. September 2007  
URL: <http://www.medical-tribune.ch/public/sachers.php>, 22.03.2010
- [Rab10] Tanja M. Rabsilber, Universitätsklinikum Heidelberg: Schwerpunkt Kataraktchirurgie und Intraokularlinsen;  
URL: <http://www.klinikum.uni-heidelberg.de/Kataraktchirurgie-und-Intraokularlinsen.8882.0.html>, 12.03.2010
- [Sch06] Michael Schünke, Erik Schulte, Udo Schumacher, Markus Voll und Karl Wesker: Kapitel 5 – Organe und Leitungsbahnen  
In: Prometheus LernAtlas der Anatomie: Kopf, Hals und Neuroanatomie, 2009, S. 124-133
- [Tre90] Hanskarl Treiber: Das Laserprinzip;  
In: Der Laser in der industriellen Fertigungstechnik, 1990, S. 25-58
- [UnE90] W. Hartmann, R. Kowalewicz, T. Redel – Lehrstuhl für Experimentalphysik I  
Prof. J. Christiansen: Schockwellenentstehung und –ausbreitung bei der Laser-Phako-Emulsifikation am menschlichen Auge;  
In: Forschungsbericht der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg für A.R.C. Laser GmbH, April 1990
- [Wäh10] Alexander Wähning: Facharzt für Augenheilkunde, Aufbau des Auges;  
URL: <http://www.ihr-augenarzt.info/view.php?nid=136>, 13.03.2010
- [War10] MD G. Waring III, MD W. Wehner, MD N. Mamalis, PhD R. Walker, R. Thyzel: Prevention of lens capsule opacification with ARC Nd:YAG laser photolysis after phacoemulsification;  
In: J Cataract & Refractive Surgery 2010; 36:881-884

## Anhang

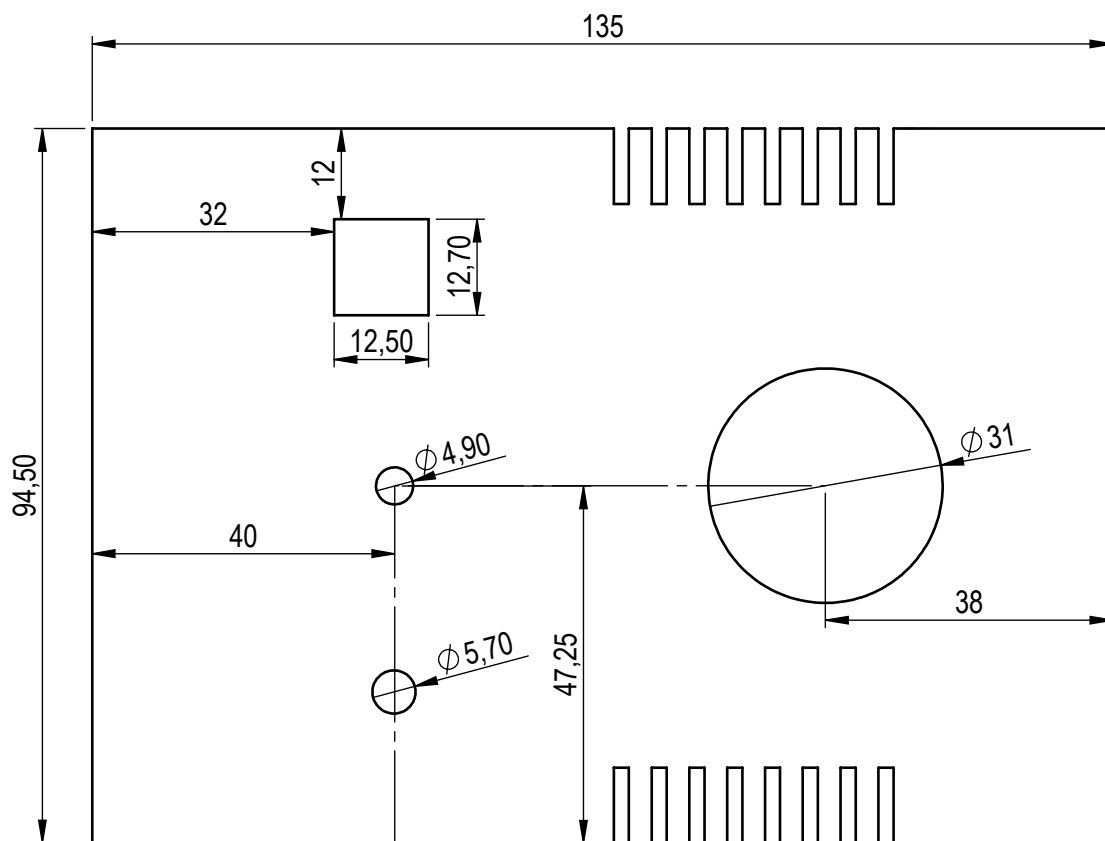
### A.1 Platinenentwicklung



**Abb. A.1.1:** Darstellung der Unterseite (LS) der entwickelten Platine PL01114. Die Abbildung wurde mit dem EAGLE Layout-Editor erstellt, die Strukturen auf der Oberseite sind ausgeblendet. Die blaue Fläche stellt GND dar, einige grüne Löt pads sind über vier sogenannte Stege mit GND verbunden. Alle anderen Löt pads und unterseitigen Leiterbahnen sind nicht mit GND verbunden.

## **A.2 CAD-Zeichnungen**

Es sind drei CAD-Zeichnungen für die erforderlichen Aussparungen im Kunststoffgehäuse hinzugefügt.

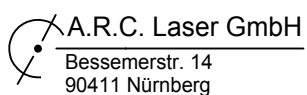


**Original Unterliegt dem Änderungsdienst!**

**Kunststoffgehäuseteile "Euro-Box"**

**LyLa**

	Datum	Name
Bearb.	23.07.'10	ME
Gepr.		
Norm		



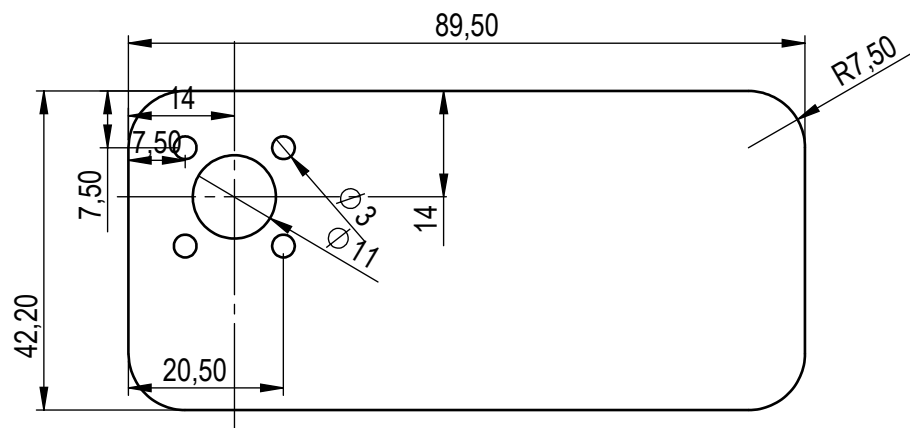
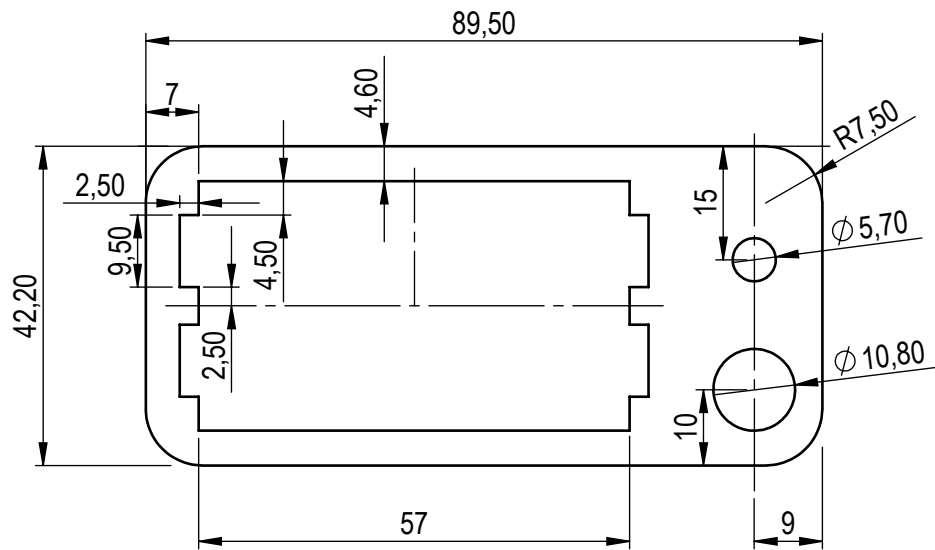
**Messsystem f. HS m. Schockwelle**

Format: A4

Anzahl Blätter:2

Blatt-Nr.: 1

Rev. .



**Original Unterliegt dem Änderungsdienst!**

**Kunststoffgehäuseteile "Euro-Box"**

**LyLa**

	Datum	Name	A.R.C. Laser GmbH				<b>Messsystem f. HS m. Schockwelle</b>	
Bearb.	23.07.'10	ME	 Bessemerstr. 14 90411 Nürnberg				Format: A4	Anzahl Blätter:2
Gepr.							Blatt-Nr.: 2	Rev. -
Norm								





## **Erklärung zur selbstständigen Anfertigung**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Diplomarbeit selbstständig angefertigt habe. Es wurden nur die in der Arbeit ausdrücklich benannten Quellen und Hilfsmittel benutzt. Wörtlich oder sinngemäß übernommenes Gedankengut habe ich als solches kenntlich gemacht.

Nürnberg, 31.08.2010

Ort, Datum

\_\_\_\_\_  
Unterschrift